

UNIVERZITA KARLOVA

Fakulta tělesné výchovy a sportu



DIPLOMOVÁ PRÁCE

Zapojení svalů v oblasti pletence pánevního, trupu a dolní končetiny při Nordic walking

Muscle activity in pelvic girdle, trunk and lower limb during Nordic Walking

Vedoucí práce:

Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, Csc.

Zpracovala:

Daniela Herdová

Praha, 2009

Abstrakt

Název:	Zapojení svalů v oblasti pletence pánevního, trupu a dolní končetiny při Nordic Walking
Cíl práce:	Práce má za cíl analyzovat a porovnat zapojení vybraných svalů pletence pánevního, trupu a dolní končetiny při Nordic walking a při volné bipedální chůzi.
Metoda:	Jedná se o intraindividuální komparativní analýzu za využití povrchového elektromyografického měření (EMG) v kombinaci s plošnou kinematografickou analýzou pomocí synchronizovaného videozáznamu.
Výsledky:	Podařilo se prokázat odlišný timing svalů u Nordic Walking a volné bipedální chůze. Byla nalezena společná aktivace kontralaterálních svalů m. latissimus dorsi a m. gluteus maximus ukazující na funkční diagonální propojenost svalových řetězců.
Klíčová slova:	Nordic Walking, pletenec pánevní, trup, dolní končetina, povrchová EMG, bipedie, svalové řetězce

Abstract:

- Title: Muscle activity in pelvic girdle, thrunk and lower limb during Nordic Walking
- Purposes: The aim of this thesis is to analyse and compare muscle timing in pelvic girdle during Nordic Walking and during a free bipedal walk.
- Methods: It is an intraindividual comparative analyse. Surface electromyography (EMG) combined with kinematografy analysis used synchronized video recording.
- Results: As the research shows, there is a difference in muscle timing between the NW and free bipedal walk. It was proved that the NW has more corporate aktivitiy in some muscles (m. gluteus maximus and contralateral m. latissimus dorsi) than in free bipedal walk.
- Key words: Nordic Walking, pelvic girdle, trunk, surface electromyography (EMG), free bipedal walk, muscle chains

Touto cestou bych ráda poděkovala Doc. PaedDr. Bronislavu Kračmarovi, CSc. za odborné vedení, poskytnutí potřebných podkladů a cenných rad při zpracování práce. Zvláštní poděkování patří Mgr. Radce Bačákové za potřebnou pomoc a rady pro psaní této diplomové práce.

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně a uvedla všechny literární prameny v práci použité.

V Praze dne 2009

Podpis diplomanta

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovateli, kteří musí pramen převzaté literatury řádně citovat.

Jméno a příjmení:

Číslo občanského
průkazu:

Datum vypůjčení:

Poznámka:

OBSAH

1.	Úvod.....	8
2.	Cíle a úkoly práce.....	10
3.	Hypotézy.....	10
4.	Teoretická východiska.....	11
4.1	Bipedie.....	11
4.1.1	Vznik bipedie.....	11
4.1.2	Evoluční souvislosti.....	12
4.1.3	Fyziologický stereotyp chůze.....	15
4.1.4	Analýza chůze podle Véleho.....	16
4.2	Chůze z pohledu biomechaniky.....	20
4.3	Řídící činnost CNS a stabilizace chůze.....	21
4.3.1	Spolupráce posturální a lokomoční motoriky.....	22
4.4	Svalové řetězce na těle.....	23
4.4.1	Dolní zkřížený syndrom.....	25
4.4.2	Horní zkřížený syndrom.....	26
4.4.3	Vrstvový syndrom.....	26
4.5	Nordic Walking jako sport.....	27
4.5.1	Severská chůze.....	27
4.5.2	Studie o Nordic Walking.....	28
4.6	Technické vybavení.....	30
4.6.1	Hole.....	30
4.6.2	Rukojeť.....	31
4.6.3	Tělo hole.....	31
4.6.4	Koncový kovový hrot.....	32
4.6.5	Obuv.....	32
4.7	Technika NW.....	33
4.7.1	Technika chůze do kopce.....	35
4.7.2	Technika chůze z kopce.....	35
4.8	Příbuzné sporty Nordic Walking.....	35
4.8.1	Běžecké lyžování.....	35
4.8.2	Ski Walking.....	36
4.8.3	Priessnitz walking.....	36

4.8.4	In-line bruslení s běžeckými lyžemi.....	37
4.9	Povrchová EMG.....	37
5.	Metodika práce.....	40
5.1	Obscná charakteristika výzkumu.....	40
5.2	Charakteristika sledovaných probandů.....	40
5.3	Charakteristika použitých přístrojů a metod.....	40
5.3.1	Mobilní přístroj EMG.....	41
5.3.2	Videokamera – technické specifikace.....	42
5.4	Omezení platnosti měření EMG.....	42
5.5	Sledované svalové skupiny.....	43
5.5.1	Funkce vybraných svalových skupin	44
5.6	Technika samotného měření a její popis.....	51
5.6.1	Vybraný pohyb pro měření.....	51
5.6.2	Popis místa měření a použitého vybavení.....	51
5.6.3	Stanovení významných začátků a ukončení aktivace svalů.....	51
5.7	Způsob vyhodnocení a interpretace dat.....	52
6.	Výsledky práce.....	53
7.	Diskuze	70
8.	Závěr.....	88
9.	Seznam použitých zkratk.....	92
10.	Seznam použité literatury.....	93
11.	Přílohy.....	99

1. ÚVOD

Člověk fyzickou aktivitu potřebuje. Pohybové aktivity slouží i jako prevence před funkčními poruchami vedoucí převážně k vertebrogenním obtížím. V dnešní době se nabízí mnoho volnočasových aktivit určených pro každodenní sportovní vyžití. Jednou z takových aktivit je také chůze s použitím speciálních holí – Nordic walking. V poslední době je tento sport mezi lidmi velice populární a je vhodný pro každou věkovou kategorii. Velké oblibě se tento sport těší hlavně starší generace. V mnoha rehabilitačních centrech a hlavně v lázeňských zařízeních je tato pohybová aktivita využívána jako doplňkový rehabilitační program, dokonce i v různých modifikacích jako je např. Priessnitz walking. V lázních Jeseník se tato modifikace využívá při léčbě fyzických tak i psychických onemocnění.

Je to nenáročný způsob fyzické aktivity, který lze provozovat kdekoli v přírodě a také za jakýkoliv meteorologických podmínek. Chůze s holemi má v horském prostředí dlouhou tradici. Počátky můžeme najít ve Finsku už kolem roku 1930. Nordic walking vznikl pro potřeby letního tréninku lyžařů- -běžců, kteří si potřebovali udržovat kondici i mimo závodní sezóny. Je pravdou, že tento sport zažívá velký „boom“, všude se můžeme dočíst o jeho kladech pro kardiovaskulární systém, většího energetického výdeje a také o snížení zátěže nosných kloubů dolních končetin. Je ovšem otázkou zda jsou tato fakta podložena odbornými výzkumy a studii. Na FTVS UK se touto problematikou zabývá Kračmar (2006), který publikoval pilotní studii, co se týče zapojování svalů horních i dolních končetin při Nordic Walkingu.

Podobnou analýzou se zabývala ve své práci i Sedliská (2007), která zkoumala sjezdové lyžování. Byla zde otázka, zda má tento sport určitou podobnost s bipedální lokomocí, či zda se jedná o zcela specifický pohyb posturálního charakteru (Sedliská, 2007). Samotnou kineziologickou analýzou sportovního pohybu se u nás zabývá Kračmar (2002). Podobně jako v diplomové práci Tlaškové (2008) budeme v analýzách vycházet ze zákonitostí ontogeneze lidského jedince a také sledovat výskyt prvků Vojtovy reflexní lokomoce či Kabatových diagonálních metod (Kračmar, 2002, Holubářová, Pavlů 2007).

Je nutno zmínit že, je třeba projít tréninkem a zažít si správnou techniku pohybu. Špatným používáním holí si můžeme přivodit zranění a také přetížít svalstvo a dát podklad na vytvoření špatného pohybového stereotypu a následně vadného držení těla. Výrobci pomůcek potřebných k tomuto sportu poukazují na velmi dobrý vliv chůze s holemi na lidský organismus. Podle Kračmara (2006) právě používání holí při Nordic walking pomáhá stabilizovat trup a zvětšovat opornou bázi na nerovném terénu.

Dá se i předpokládat, že pokud jsou do chůze zavzaty hole, horní končetiny začnou pracovat v uzavřeném kinetickém řetězci. Nároky na práci horních končetin a ramenního pletence se tak zvýší. A tím také svaly v oblasti ramenního pletence převzou na sebe část lokomoční funkce svalů z oblasti pletence pánevního. Je otázkou zda můžeme předpokládat, že se i svalová aktivita na dolních končetinách sníží.

Všechny tyto výše zmíněné informace jsou ovšem pouze všeobecného charakteru bez větší analýzy pohybu z hlediska fyzioterapie. Pro naši analýzu byla vybrána povrchová elektromyografie (jako měřicí metoda), kterou jsme doplnili synchronním videozáznamem. Analýza pohybového stereotypu by mohla mít přínos pro fyzioterapeuty při navrhování vhodné terapie. A také doufáme, že nám tato experimentální studie dá podklad k tomu, abychom Nordic Walking mohli využívat jako rehabilitační pomůcku.

Tato diplomová práce má za cíl vytvořit jakousi rámcovou mapu koordinace vybraných svalů pletence pánevního při pohybovém cyklu jednoho kroku pomocí povrchové elektromyografie. Výsledky použijeme dále ke zpracování při porovnávání chůze – volné bipedální a chůze s holemi – Nordic Walking. Abychom mohli provést náš výzkum bylo nutno použít nestandardního vybavení, a to mobilního EMG přístroje, který byl vyvinut na FTVS UK, který dovoluje provést výzkum v reálných podmínkách. A také současné snímání videozáznamu a jeho synchronizace s přístrojem EMG nám umožňuje sledovat polohu probanda v konkrétní fázi pohybu a zároveň porovnávat s EMG aktivitou vybraných svalů. Tento způsob EMG záznamu nám může ukázat, kdy se do pohybu zapojí konkrétní sval a kdy daný sval relaxuje. Naše práce by měla porovnat aktivaci vybraných svalů v oblasti pánevního pletence, trupu a dolní končetiny při volné chůzi a při Nordic Walking.

2. CÍLE A ÚKOLY PRÁCE

Cíl práce:

Cílem této práce je analyzovat a porovnat zapojení vybraných svalů pletence pánevního, trupu a dolní končetiny při Nordic Walking a při volné bipedální chůzi.

Úkoly práce:

1. Shromáždění podkladů teorie o chůzi Nordic Walking a jejich modifikacích a o volné bipedální lokomoci.
2. Vhodně vybrat probandy a terén pro uskutečnění měření.
3. Zvolit svaly, které budou vhodné na dané měření.
4. Analýza elektromyografické a videovizuální svalové práce při chůzi bez holí a při chůzi s holemi.
5. Zpracování a interpretace dat
6. Interindividuálně porovnat získaná data

3. HYPOTÉZY

H1:

Zapojením horních končetin (změna puncta fixa) při NW dojde ke změně timingu vybraných svalů v oblasti pletence pánevního, trupu a dolní končetiny v porovnání s volnou chůzí.

H2:

Bude nalezena společná aktivace kontralaterálních svalů m. latissimus dorsi a m. gluteus maximus ukazující na funkční diagonální propojenost svalových řetězců při NW.

H3:

Bude nalezena společná aktivace kontralaterálních svalů m. latissimus dorsi a m. gluteus maximus ukazující na funkční diagonální propojenost svalových řetězců při volné bipedální chůzi.

4. TEORETICKÁ VÝCHODISKA

4.1 Bipedie

4.1.1 Vznik bipedie

Podle Vančaty (2007) se obě skupiny hominidů, lidoopi a lidé, na první pohled liší v jedné vlastnosti a v jednom komplexu znaků. Především je to způsob lokomoce a s ním související typické morfologické i biomechanické a funkční adaptace lokomočního aparátu. Specializovaný způsob lokomoce mají lidoopi a to kvadrupední, ten jim umožňuje neobyčejně rychlý pohyb po zemi s vysokou schopností manévrovat, ale zároveň i velmi efektivní pohyb ve stromech (Vančata, 2007).

Prokazující morfologické znaky skeletu všech doposud známých hominidů, a to již od nejstarších a nejstarobylejších zástupců této podčeledi, ukazují na to, že jejich typickou lokomoční adaptací byla bipedie. Ta se projevuje nejen ve specifických adaptacích postkraniálního skeletu, ale také ve tvaru báze lební, páteře i skeletu horních a dolních končetin. Skutečně charakteristickým znakem pro bipedii je prodloužení femuru a tibie a příslušné změny kloubů. Nesmíme také zapomínat na fakt, že se bipední lokomoce v ontogenezi vyvíjí mnohem komplikovanějším způsobem než například kvadrupedie. Například lidské děti se učí chodit po dvou víc jak dva roky. Analogicky musíme předpokládat, že u nejstarších hominidů mohly děti začít samostatně chodit nejdříve za půl roku, a i tak ještě nebyli schopni výkonné bipední lokomoce ještě několik let (Vančata 2007).

Všechny analýzy, teoretické, morfologické, i paleoekologické, naznačují, že nejstarší hominidi mohli poměrně často šplhat na stromy, případně se i zavěšovat, avšak především v situacích kde to bylo výhodné a možné. Ale jak autor uvádí, není žádný důvod se domnívat, že běžně používali kotníkochodectví či jiný kvadrupedální pohyb po zemi, mimo jiné i proto, že jejich lokomoční aparát k tomuto způsobu pohybu již nebyl dobře přizpůsoben. Naopak všechny morfologické analýzy postkraniálního skeletu prokazují, že horní končetina se již mnohem méně přímo podílela na lokomoci.

Ukazuje se, že bipední lokomoce raných hominidů byla ve srovnání se současným člověkem zřejmě energeticky náročnější, a také v některých ohledech méně výkonná, její vznik a další evoluce však musela probíhat za působení přírodního výběru, který nepochybně upřednostňoval celý komplex různých výhod bipedie, nikoliv jedinou její přednost (Ward 2002 in Vančata 2007).

4.1.2 Evoluční souvislosti

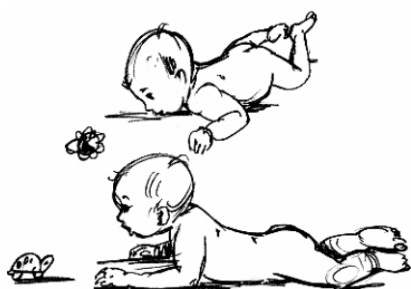
Co se evolučních souvislostí týče, z pohledu fylogeneze primátů se jedná o bipedální lokomoci realizovanou prostřednictvím pletence pánevního.



Lokomoce je polarizována ve prospěch dolních končetin (Vančata, 1981). Lokomoci polarizovanou ve prospěch horních končetin užívá např. Gibbon Lar. Jedná se o formy zavěšování, houpání, šplhání a především o tzv. brachiaci.



Volná bipedální chůze je produktem lidské posturálně pohybové ontogeneze, kdy dle principu kraniokaudálního směru zrání je do lokomoce zapojen nejdříve pletenec ramenní (Vančata, 1981).



Obr. č. 1. Gibbon Lar. (Vančata, 1981)

Obr. č. 2., 3., 4., Dítě (Kračmar, 2002)

„Bipedie (dvounohost) spojená s napřímením páteře a změnou postavení pánve patří mezi zásadní procesy evoluce člověka. Člověk má ruku opice řízenou lidským mozkem, ale noha je specifický lidský evoluční produkt. Noha je jedinou částí těla, která je v trvalém kontaktu s terénem – nohou „ohmatáváme“ svět.“ (Dylevský, 2007)

Dále Dylevský uvádí, že základním prvkem předpokládané evoluce člověka byl vznik tzv. prvního hominizovaného komplexu, to je především vznik bipedálního způsobu lokomoce. Jedinečnost lidské bipedie není jen ve využívání dvou končetin, ale využitím dvou končetin s plně vzpřímeným tělem a propnutými koleny (Dylevský 2007).

Podle Deana v průběhu evoluce vystoupili obratlovci na souš, a to prostřednictvím původních ploutví přetvořených na končetiny. Samotný zkřížený kvadrupedální lokomoční vzor vznikl pro lokomoci na pevném povrchu, jako logické pokračování pravolevého vlnění trupu vytvářejícího propulzní sílu ve vodním prostředí (Dean 1981).

K funkčnímu dozrávání pohybové soustavy v kraniálně kaudálním směru dochází v průběhu posturálně pohybové ontogeneze člověka. Pletenec pánevní se tak do lokomoce zapojuje sekundárně, primárně se zapojuje pletenec ramenní. Spojení funkčního dozrávání pletence pánevního a akrální části dolní končetiny vytváří předpoklady pro vzpřímení a volnou bipedální chůzi (Véle, 2005, Vojta, Peters 1995).

Při pohybu vpřed, který je koordinovaný, přejímají končetiny oporu prostřednictvím přenášení těžiště těla. Punctum fixum – pevný bod bude při pohybu vpřed znamenat základ opěrného bodu. Osový orgán proto bude vzhledem k tělu mobilní. Tělo se bude pohybovat k existujícímu nebo budoucímu bodu. Chůze a lezení po čtyřech a také reflexní plazení jsou pohyby vpřed, které probíhají ve zkřížené koordinaci (vzor).

Krokový cyklus rozděluje na 4 fáze (obr. č. 5):

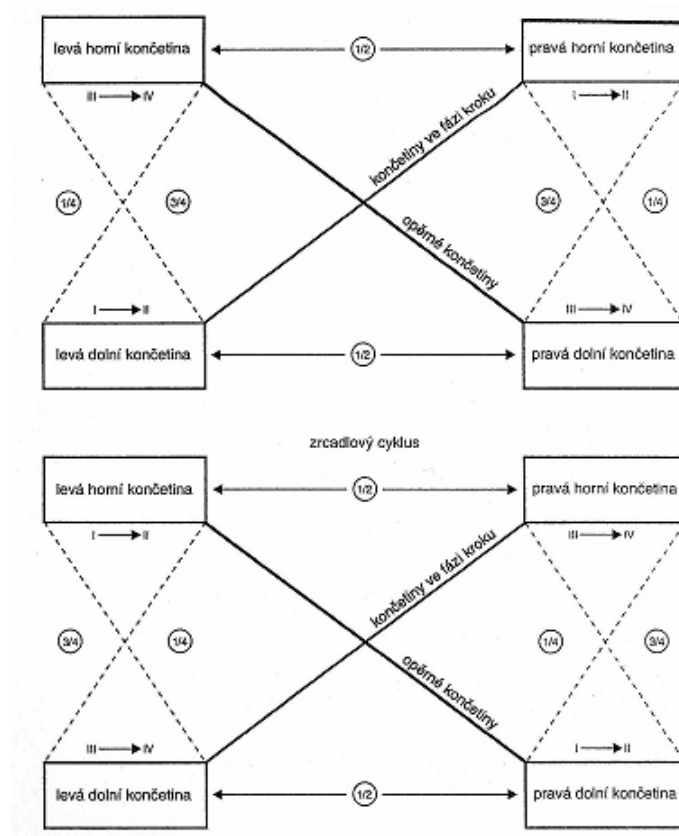
- flekční
- relaxační
- opěrnou
- odrazovou

Horní končetiny se pohybují dříve než dolní (Vojta, Peters, 1995). V kvadrpedii je cyklus posunut o $\frac{1}{4}$, resp. $\frac{3}{4}$ krokového cyklu.

Tyto fáze se opakují vždy ve stejném sledu v recipročním vzoru na všech čtyřech končetinách. V reflexním plazení se pohyb dolních končetin předvede v následujících fázích:

1. flekční fázi, která je srovnatelná s pohybem kroku,
2. fázi opory (stoje) na kolenním kloubu, kdy dolní končetina přebírá opěrnou funkci, zatímco trup se pohybuje prostřednictvím odrazové fáze záhlavní dolní končetiny ve směru opěrné horní končetiny vpřed. Analogicky k průběhu pohybu pletence ramenního na čelistní straně k následujícímu pohybu pánve vykonají ve svém součtu pohyb vpřed: pánev se pohybuje dorzálně, laterálně a kraniálně (Vojta, Peters, 1995).

Ovšem tento vzor neodpovídá lidské bipedální chůzi. Tam je pohyb HK a kontralaterální DK většinou synkinetický. (Kračmar, 2002)



Obr. č. 5 Krokový cyklus ve zkrříženém vzoru. Fáze cyklu v pohybu vpřed v recipročním znázornění: I. flekční fáze, II. relaxační fáze, III. opěrná fáze, IV. odrazová fáze. $\frac{1}{4}$ - čtvrtina časové jednotky, $\frac{1}{2}$ - polovina časové jednotky, $\frac{3}{4}$ - tři čtvrtiny časové jednotky (Vojta, Peters, 1995).

Pro funkci pletence dolní končetiny je lidsky druhově typická bipedální chůze, ta je doplněna vyrovnávací funkcí horních končetin a trupu (Janda, 1966). Jedná se vůbec o nejčastější formu lokomoce člověka. Základní funkcí pletence horní končetiny je úchop a manipulace s uchopeným předmětem (Véle, 1997).

Plně vzpřímená volná bipedální chůze je lidsky druhově specifická (Kračmar, 2006). Lokomoční vzor pletence pánevního nekorresponduje s lokomočním vzorem nejbližších biologických příbuzných člověka, primátů a opic, kde nenacházíme dokonalé vzpřímení pro bipedální lokomoci (Vacková 2004, Vančata 1981, 1996).

Fylogeneticky determinovaná lokomoce zajišťovaná přes pletenec ramenní není dominantní funkcí. V metodách léčebné rehabilitace i ve specifických sportovních činnostech nacházíme její aktualizaci. Pletenec ramenní i pletenec pánevní pracovaly původně v

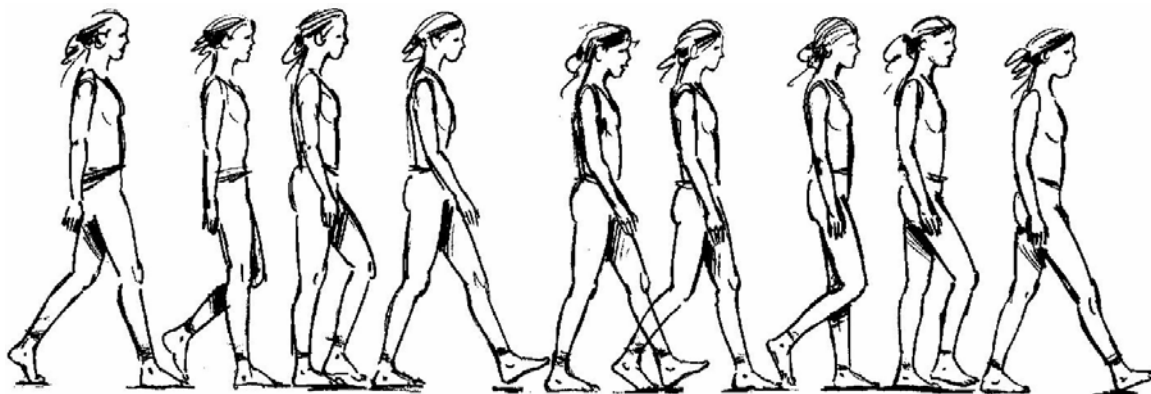
uzavřených kinematických řetězcích vázaných na formulaci puncta fixa na pevné zemi. Dle Vojty (1995) a Vélého je naposledy pletenec ramenní zapojen do posturálně lokomoční funkce při stoji s oporou (stoj na čtyřech ve vertikále). Osvobození pletence ramenního od lokomoce přibližně ve čtvrtém trimenonu života dítěte umožňuje dokončení vývoje funkce úchopu ruky a manipulace horní končetinou. Původní lokomoční funkce pletence ramenního nemizí, ale je zasuta za funkci manipulace a úchopu (Véle, 2006).

Civilizovaný člověk má formy lokomoce redukovány především na chůzi a vzpřimování, zřídka běh. Lokomoční aktivita jako je chůze, je přímo zajišťována pouze přes pletenec pánevní (svojí vazbou k místu opory) s doplňujícím vyrovnávajícím pohybem horních končetin. Přímé zapojení pletence ramenního do lokomoce nacházíme ve vybraných sportovních aktivitách - při lezení na umělé lezecké stěně, při šplhu, při pádlování na kajaku, při odpichu holemi při bruslení a klasické technice běhu na lyžích, při chůzi s holemi (Nordic walking), při plavecké technice kraul a znak (Kračmar 2002).

4.1.3 Fyziologický stereotyp chůze

Podle Grosse je chůze dopředný pohyb vzpřimeného těla vykonávaný rytmickým střídáním obou dolních končetin. Dále uvádí že, chůze je cyklická činnost, která se skládá z neustálého opakování kroků. Jeden cyklus chůze je rozdělen na dvě fáze: opěrnou (stojnou) a švihovou (kročnou) opěrnou fázi kroku rozdělujeme na pět částí:

- 1. Heel strike** – počáteční dotyk paty s podložkou
 - 2. Foot flat** – plný kontakt a zatížení celé nohy
 - 3. Mid stance** – střední stojná fáze
 - 4. Heel off** – konečná fáze stoje, odlepení paty od podložky
 - 5. Toe off** – odrazová fáze, odtržení prstů od podložky
- (Gross, 2005).



Obr. č. 6 Průběh dvojkroku (Srbková, 2006)

V jednom cyklu chůze zaujímá stojná fáze přibližně 60% a zbývajících 40% připadá na švihovou fázi, která je rozdělena na tři části:

- 1. Initial swing (acceleration)** – zrychlení, počáteční fáze švihu
- 2. Mid swing** – střední švihová fáze
- 3. Terminal swing (deceleration)** – brždění, konečná fáze švihu

Fázi dvojí opory nazýváme proto, že určitou část každého cyklu zaujímá stoj na obou nohou. Zaujímá asi 20% cyklu a začíná dotykem paty jedné končetiny s podložkou, končí odtržením prstů druhé končetiny od podložky. Délka kroku je vzdálenost mezi dotykem levé paty až po dotyk pravé paty. Délka jednoho cyklu chůze probíhá v intervalu mezi dvěma kontakty paty stejné nohy s podložkou, tzn., že zaujímá celý dvojkrok (Gross 2005).

Podle Véleho chůze probíhá jako rytmický translatorní pohyb těla kyvadlového charakteru; vždy začíná v určité výchozí poloze, prochází přes nulové postavení do jedné krajní polohy obloukem a pokračuje do druhé krajní polohy, nikoli zpět jako kyvadlo, ale dále dopředu, protože se jeho upevnění mezi tím posunulo a tím se celý systém rytmicky posunuje vpřed. Pro každou dolní končetinu existují tři oddělené pohybové fáze:

- a) švihová fáze: končetina postupuje vpřed bez kontaktu s opornou bází,
- b) oporná fáze: končetina je po celou dobu ve styku s opornou bází,
- c) fáze dvojí opory: obě končetiny jsou zároveň ve styku s opornou bází (Véle, 2006).

4.1.4 Analýza chůze podle Véleho

Véle popisuje kineziologickou analýzu chůze. Zachycuje svaly, které se jednotlivých fází kroku účastní.

Ve švihové fázi pracují tyto svaly:

Páteř - mm. semispinales, mm. rotatores, mm. multifidi, m. obliquus externus na straně kam se pánev otáčí a m. obliquus abdominis internus na opačné straně a mm. erector spinae. M. iliopsoas a m. quadratus lumborum téže strany a m. gluteus medius druhé strany pomáhají držet pánev v horizontální poloze.

Kyčelní kloub – zpočátku aktivace m. iliopsoas (při flexi v kyčli), m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae, m. pectineus, m. biceps femoris (caput breve) a m. sartorius. Při extenzi v kolenní se flexory kolenní aktivují, aby se zpevnila končetina při dopadu na opornou bázi. Ve druhé polovině švihu se aktivuje skupina adduktorů, ke konci se mírně aktivuje i skupina gluteálních svalů.

Koleno – aktivace flexorů kolenní je relativně nízká při pomalé chůzi. Při extenzi se aktivuje m. quadriceps femoris, m. sartorius a mediální část flexorů kolenní.

Kotník – aktivace m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus. Na počátku se tyto svaly aktivují, uprostřed se aktivita snížila a zvýšila se až v konečné fázi před kontaktem paty s opornou bází. Během švihu jsou plantární flexory relaxovány.

V oporné fázi pracují tyto svaly:

Páteř – aktivace hlubokých krátkých svalů – ty otáčející obratle protisměrně na obou koncích páteře. V menší míře se účastní i delší svaly střední vrstvy zádočných svalů.

Kyčelní kloub – během kontaktu nohy s opornou bází se aktivují mírně gluteální svaly a flexory kolenní, tato aktivace při střední části opory mizí. Ke konci se aktivují adduktory stehna.

Koleno – na počátku se aktivuje m. quadriceps femoris a potom postupně relaxuje a přispívá k udržení lehké flexe v okamžiku dotyku paty se zemí. M. vastus intermedius je aktivní v první polovině. Jak dosáhne končetina vertikální polohy, dochází k uzamknutí kolenní a funkce extenzoru je dále zbytečná. Na konci se aktivují flexory kolenní.

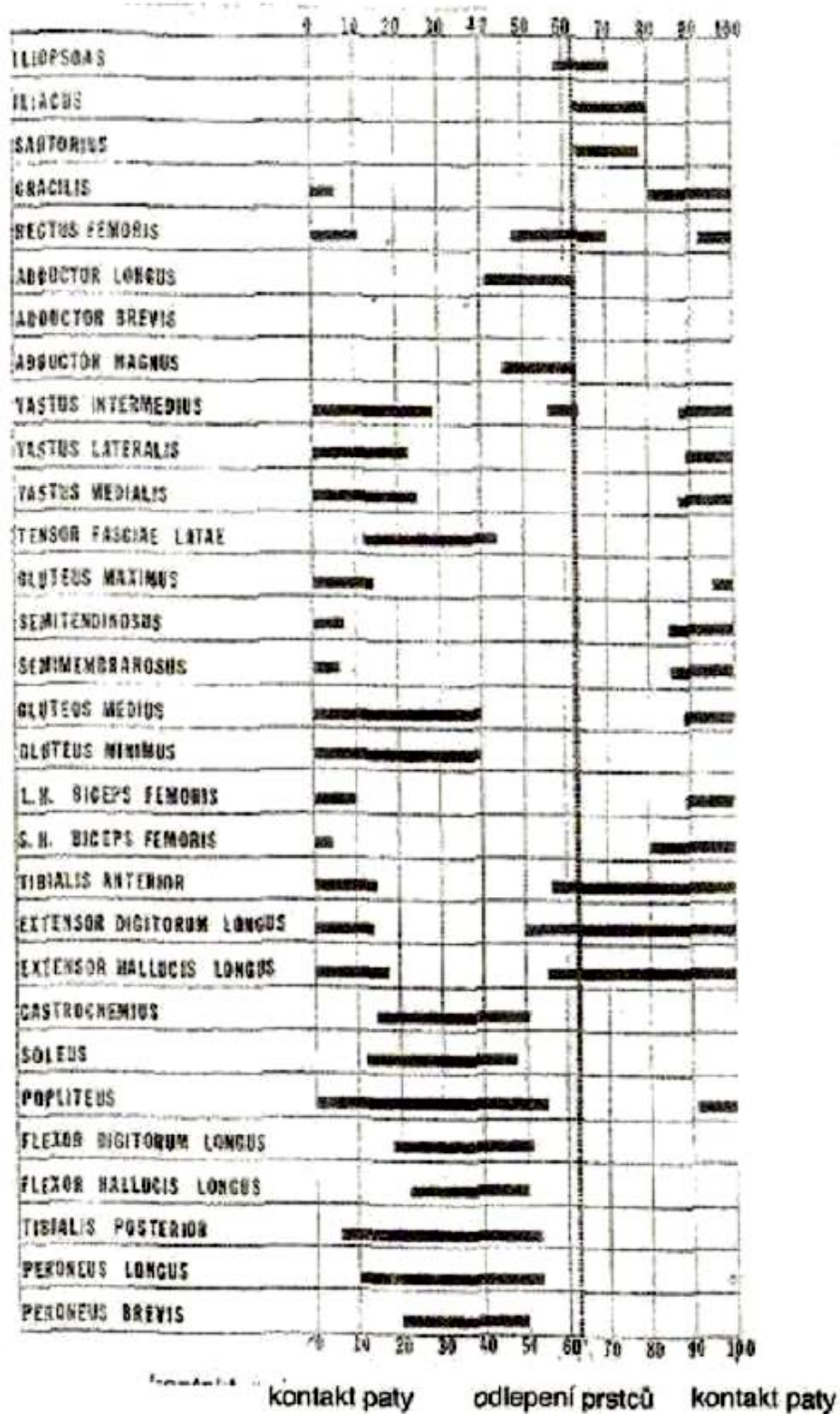
Kotník – počátek aktivace m. tibialis anterior a mm. peronei – ty zabraňují padání špičky, později jejich aktivita ustupuje, až mizí a začíná při odvíjení prstců. Podobně pracují i m. extensor hallucis longus a m. extensor digitorum longus. M. soleus je aktivní při stabilizaci stoje. Triceps surae jako celek je aktivní od odvíjení paty až po odvíjení špičky. M. tibialis posterior je nejaktivnější během střední části oporné fáze.

Ve fázi dvojí opory:

Mezi švihovou a opornou fází se nachází fáze dvojí opory. Těžiště těla je na nejnižší úrovni a představuje nulovou polohu kyvadla, na kterou navazuje jak propulzní, tak švihová a brzdící fáze chůze.

Horní končetiny při chůzi - Při chůzi se pohybují švihově v opačném smyslu, než příslušné dolní končetiny. Tento protichůdný pohyb se pokládá za vyvažovací pasivní (Véle, 2006).

Všechny svaly jsou dobře znázorněny na následujícím obrázku číslo 7.



Obr. č. 7 Svaly činné při chůzi (Véle, 2006)

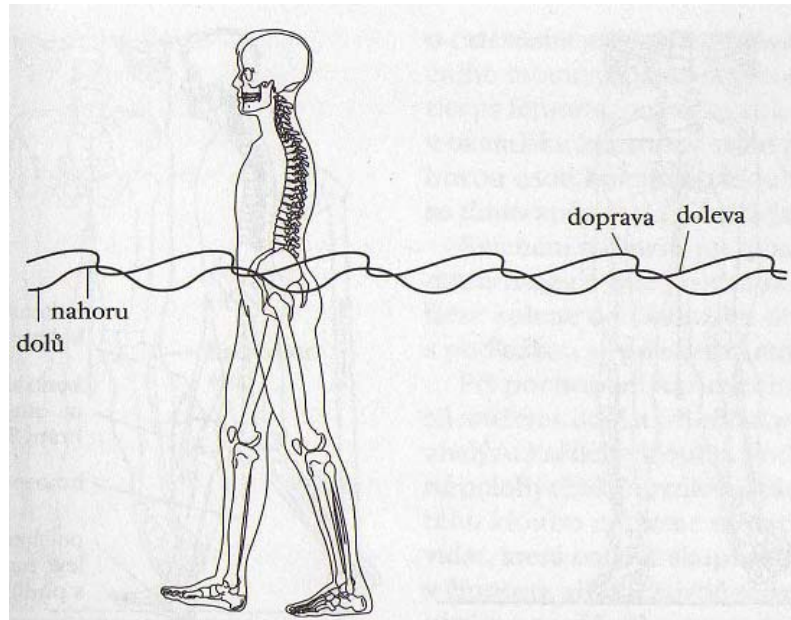
4.2 Chůze z pohledu biomechaniky

„ Lokomoce je tvořena souborem pohybů a souhybů které rezultují v přemístění živého organismu v daném časoprostoru. Pro člověka je typickou lokomocí lokomoce bipedální a její formy jako jsou chůze, běh, skok, sed. Patří sem však také i jiné formy lokomoce, jako jsou plazení, šplh, plavání.“ (Otáhal, 2007)

Díky chůzi se vytváří zatížení hlavních nosných kloubů dolních končetin a to kyčle, kolenního kloubu a hlezenní kloubu. Částečně je zátěž tvořena komponentami kontaktních sil mezi dolní končetinou a podložkou, a dále svalovými silami (Otáhal, 2007).

„ Základní biomechanická charakteristika bipedální lokomoce, která má významnou diagnostickou hodnotu, se opírá o geometrickou, kinematickou a dynamickou charakteristiku chůze po rovině.“ (Otáhal, 2007)

Dolní končetiny modelově representují podvojnou dvojitou kyvadlovou soustavu. Dále utváří laděný „krokový“mechanický oscilátor, který generuje lokomoční pohyb. Pro normální přímou chůzi po rovině je typická symetrie časování kroku. Chůzi můžeme rozdělit na dílčí „manévry“ například na vykročení, zastavení, změny směru, stání, změna tempa, atd. Nutno poznamenat, že tyto charakteristiky se výrazně liší u chůze při stoupání a klesání (do schodů) (Otáhal, 2007).



Obr. č. 8 Při fyziologickém pohybu těla dopředu opisuje těžiště těla ve vertikální (doprava-doleva) i horizontální rovině (nahoru-dolů) sinusoidu s minimální amplitudou (Gross, 2005)

Ve střední čáře přibližně 1 cm ventrálně před prvním sakrálním obratlem leží těžiště těla. Při stoji na obou dolních končetinách je zatížení rovnoměrně rozloženo na obě dolní končetiny. Během opěrné fáze při chůzi je těžiště mediálně od stojné končetiny, a proto působí na tuto končetinu kromě vertikální zátěže také torzní síly. Varózní (vnitřně) rotační destabilizující sílu nazýváme moment síly. Torzní síly jsou výsledkem rotace pánve a dolní končetiny během chůze a musí být vyrovnávány činností svalů, protože by došlo k pádu těla na druhou nepodpíranou stranu (Gross, 2005). Vše je znázorněno na obrázku číslo 8.

Během stojné fáze dochází ke stejnostranné vnitřní rotaci pánve a rovnováha je zajištěna dynamicky pomocí abduktorů kyčelního kloubu (m. gluteus medius, m. gluteus minimus). Při stoji na jedné končetině vytváří vektor tělesné hmotnosti tlakové a okamžité varózní deformační síly působící na kyčelní, kolenní a hlezenní kloub stejnostranné stojné končetiny.

Medioleterální stabilitu uskutečňují hýžděové svaly (m. gluteus minimus, medius, maximus) a tractus iliotibialis (silný vazivový pruh společně s m. tensor fasciae latae). Samotný kyčelní kloub je lokalizován laterálně od střední roviny těla, a proto při stoji na stejnostranné dolní končetině poskytuje trupu jen malou stabilitu. Tyto struktury probíhají laterálně od kyčelního kloubu a při stoji na jedné končetině ovlivňují postavení pánve tak, že přenášejí hmotnost těla na nosnou končetinu a tím zajišťují stabilitu kyčle (Gross, 2005).

Co se týče Nordic Walkingu, je z biomechanického hlediska nejlepší vycházet z podobného pohybového vzoru jako je například běžecké lyžování, ze kterého samotná severská chůze vznikla. Jedná se o chůzi, která je ale doplněna pohybem paží s hůlkami. Gnad a kolektiv ve své knize popisuje, že střídavý pohyb paží při odpichu holemi podporuje odraz. Každá paže působí při odpichu jako páka, jejíž střed otáčení je v ramenním kloubu, tj. částečně mimo hlavní osu těla. Výsledný impuls síly při odpichu je dán velikostí svalového úsilí vloženého do hole a délkou dráhy, po kterou svalová síla na hůl působí. Nejefektivnější část odpichu je v okamžiku, kdy paže s holí mívá boky (Gnad a kol., 2008).

4.3 Řídící činnost CNS a stabilizace chůze

„Pohyby při lokomoci jsou řízeny činností CNS podle programů druhově specifických, jež jsou zděděny a rámcově uloženy v CNS. Jednotlivé individuální detaily lokomočního pohybu však vznikají učením spojeným s adaptačními mechanismy na vlivy

zevního i vnitřního prostředí nebo i různými patogenními vlivy a tím si lze vysvětlit značnou individualitu chůze. Protože je chůze řízena z CNS, lze její analýzou získat informace o řídicích pochodech CNS, důležité pro návrh léčebného postupu při poruchách motoriky.“ (Véle, 2006)

Vhodné je zmínit i svalové receptory – šlachové tělísko a svalové vřetenko – vzájemný vztah obou proprioceptorů je pro řízení pohybu důležitý. Vřetenko spolu se šlachovým tělískem působí vzájemně jako obranný servomechanismus zabráňující poškození svalu. Působení proprioceptorů přes interneurální síť umožňuje vznik alternovaných zkřížených pohybů, např. při chůzi (Holubářová, Pavlů, 2007).

Chůze je pod přímým vlivem CNS a také je ovlivňována z periferie, např. bolestivou aferencí, nebo poruchami proprioceptivní aference, vertebrogenními syndromy, poruchami senzomotoriky, omezením pohybového rozsahu v kloubech, sklonem pánve, postavením páteře, končetin apod. Když zastavíme nebo změníme směr pohybu či se otočíme je stabilizace natolik ohrožena, že dochází snadno k pádu. Tento stav nacházíme fyziologicky jak na počátcích chůze dítěte, tak u centrálních poruch v pozdějším věku. Je pravdou i to, že chůze je složitý zautomatizovaný úkon natolik individuální, že ho můžeme využít i k identifikaci individua (Véle, 2006).

4.3.1 Spolupráce posturální motoriky a lokomoční motoriky

Končetiny sice uskutečňují lokomoční pohyb, ale i osový orgán se na něm značně podílí a tak spolu dohromady tvoří systém hrubé motoriky. Lokomoční systém prosazuje naopak změnu polohy těla proti jejímu udržování. Posturální systém udržuje zaujatou polohu těla a brání její změně. Oba systémy vzájemně partnersky spolupracují. Lze je přirovnat k brzdě a akcelérátoru u automobilu (Véle, 2006).

Jak Véle uvádí, obě tyto funkce probíhají v pohybové soustavě zároveň ve vyvážené spolupráci a zcela automaticky. Lokomoční systém tlumí posturální funkci a tím facilituje pohyb. Posturální systém pohyb přibrzdí, umožní zastavení a stabilizuje konečnou polohu. Během pohybu není posturální funkce zcela potlačena; její přetrvávající mírná brzdící aktivita působí jako omezující a stabilizující negativní zpětná vazba, která zlepšuje koordinaci pohybu a zajišťuje jeho plynulý průběh (Véle, 2006).

Podobně jako program v CNS je i držení těla geneticky kódováno. Reálné držení se podle Kračmara utváří v závislosti na průběhu vývoje a to hlavně na základě posturální ontogeneze (Kračmar, 2002).

Kolář zase uvádí, že v průběhu zrání CNS vznikají svalové souhry mající formativní vliv na morfologický vývoj páteře. Ty mají již od počátku života vliv na vývoj lokálních, regionálních a také funkčně souvisejících globálních biomechanických parametrů (Kolář, 2006 in Tlašková 2008)

Pro udržování vzpřímeného držení těla je důležitá i činnost krátkých svalů kolem klíčových kloubů, které společně s krátkými svaly podél páteře tvoří tzv. hluboký stabilizační systém a mají v sobě zakomponovánu rotační složku. Tyto svaly se posilují chůzí, která s sebou přináší torsní pohyb páteře podporující právě činnost tohoto hlubokého stabilizačního systému. Protože současná civilizace se vyznačuje sedavým způsobem života a přirozenou lokomoci chůzí nahrazuje dopravními prostředky, dochází k oslabování hlubokého stabilizačního systému (Véle, 2004, in Tlašková 2008).

4.4 Svalové řetězce na těle

„Svalový řetězec vzniká vzájemnou fyzikální i funkční vazbou několika svalů nebo smyček propojených mezi sebou fasciálními, šlachovými i kostními strukturami do řetězce tvořícího samostatný složitý útvar, jehož funkce je programově řízena z CNS.“ (Véle 2006)

Pomocí předem naprogramovaného časového rozvrhu – neboli timingu umožňuje CNS sekvenční zapojování jednotlivých článků, tím se také koordinuje pohyb svalů a dosahuje se přesnosti pohybu při úspoře energie. Funkčně mohou svaly v řetězci pracovat jako funkční synergisté synchronně – v kontrakci při udržování polohy nebo mohou pracovat jako funkční antagonisté – reciproční inervace při změně polohy segmentu (Véle, 2005, 2006).

Svaly podílející se společně na řízení určitého segmentu vytvářejí uzavřené řetězce, tzv. svalové smyčky. Jednotlivé svalové řetězce se sdružují do komplexních funkčně propojených systémů, které řídí skupiny segmentů a integrují tak celou pohybovou soustavu v jeden funkční celek. Spojení jednoduchých řetězců do složitých komplexů umožňují široké ploché fascie, které mají na hrudníku šikmý směr, takže se kříží a vytvářejí tak funkční spojení např. mezi ramenním pletencem jedné strany a pánevním pletencem strany druhé. (Véle, 1997, in Sedliská 2007)

Skupinou svalových smyček jsou řetězce svalů např. mezi **pletencem ramenním a trupem** (Véle, 2006).

1. spojnice mezi humerem a kontralaterálním kolenním kloubem – jdoucí z přední strany:
humerus jedné strany – m. latissimus dorsi – fascia thoracolumbalis – páteř – crista iliaca
kontralaterální – fascia glutea – m. gluteus maximus – fascia lata – m. tensor fasciae latae
– koleno druhé strany

2. spojnice mezi humerem a kontralaterálním kolenním kloubem – jdoucí ze zadní strany:
humerus jedné strany – m. pectoralis major – fascie přední plochy hrudníku – (přes
pochvu přímých břišních svalů na druhou stranu) mm. obliqui abdominis – ligamentum
inguinale – fascie stehenní – fascia lata – m. tensor fasciae latae – koleno druhé strany

Tyto řetězce se označují jako zkřížené dlouhé řetězce trupu. Oba řetězce se kříží jak na přední, tak na zadní straně trupu a zpevňují ho. Funkční poruchy z hrudní oblasti se tak mohou přenášet mechanicky na oblasti pletenců ramenních i pánevních a tím i na horní i dolní končetiny a opačně (Véle 2006).

Příklad řetězce spojující **nohu s hrudníkem** (Véle, 2006)

Os cuneiforme I. – m. peroneus longus – tibia – fascia. Cruris – m. biceps femoris + m.
adduktor longus – m. obliquus abdominis internus – m. obliquus abdominis externus (druhé
strany) – hrudník

Dolní končetina tvoří komplexní svalový řetězec, jehož funkci lze ovlivňovat jak seshora, tak zezdola. Krátké a dlouhé řetězce na sebe navazují a vzniká funkční vazba mezi jednotlivými segmenty, které dává větší možnosti adaptability (Véle, 2006)

1. krátký řetězec mezi pánví a femurem: os ilium – m. gluteus maximus – femur – m. iliacus –
os ilium – femur – m. psoas – lumbální páteř – os sacrum – os ilium

2. dlouhý řetězec mezi pánví a lýtkem: pánev (spina iliaca) – m. rectus femoris – tibia –
semisvaly – pánev (tuber ischiadicum) – fibula – m. biceps femoris – pánev (tuber
ischiadicum)

Je-li porušena rovnováha uvnitř svalového řetězce, mohou vznikat různé poruchy držení těla. Např. nerovnováha svalového napětí vzniklá nocicepcí při traumatu vede ke změně klidové polohy segmentů a tím ke změně držení těla. Lokální změny svalového napětí, které mohou mít i ochranný ráz, nazývá Brügger tendomyozami (hypotonickými nebo hypertonickými, podle charakteru tonusových změn). Tyto klinické projevy svalové nerovnováhy lze ovlivnit terapeuticky buď dočasně, nebo i trvale, jestliže se podařilo patofyziologickým rozbořením odhalit příčinu vzniku poruchy a porušení svalové rovnováhy. Existence funkčních smyček a řetězců umožňuje vznik vzdálené přenesené motorické poruchy. Tento fakt je obdobou „přenesené bolesti“ (referred pain). To, co platí pro bolest, platí v senzomotorice i pro motorické příznaky (Véle, 2006).

Janda popisuje zase jiný příklad svalové dysbalance, které se neomezuje jen na jedinou oblast. Různé oblasti nebo i celá kloubní spojení se velice často kombinují, sdružují a také vzájemně podmiňují. Janda tyto svalové nerovnováhy shrnul do tří typických skupin, které budou popsány níže. Dysbalanční skupinu svalů tvoří vždy svaly zkrácené a naproti tomu svaly oslabené (Janda 1982).

Lewit uvádí, že v důsledku svalové nerovnováhy dochází k přestavbě pohybových programů a narušení koordinace pohybu. Podle Lewita se hyperaktivní svaly ještě více posilují a naproti tomu hypoaktivní svaly slábnou a tím se nefyziologický vadný program upevňuje. Celá tato nerovnováha zapříčiňuje nerovnoměrné zatěžování kloubu s následným vznikem degenerativních změn, které mohou vést až ke strukturálnímu poškození kloubu (Lewit, 1996).

4.4.1 Dolní zkřížený syndrom

Podkladem vzniku tohoto syndromu je nerovnováha mezi flexory kyčelního kloubu (m. ilipsoas, m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae) a na druhé straně mm. glutei maximi. Nerovnováha je založena na hyperaktivitě flexorů a oslabenými hýždovými svaly. Můžeme sem zařadit i změny ve svalovém napětí svalů mm. glutei medii a minimi, které jsou oslabené a mm. tensores fasciae latae a mm. quadrati lumborum, které vykazují svalové zkrácení. Dále nacházíme další dysbalance mezi břišním svalstvem, které je často oslabené a zkrácenými mm. erectores trunci v oblasti bederní páteře. Výsledným jevem, který můžeme pozorovat je zvýšená antevertze pánve, hyperlordóza bederní páteře a semiflexe v kyčelních kloubech. Na základě této dysbalance je porušena statika i dynamika v pánevní oblasti,

lumbální části páteře (tzv. nestabilní kříž) a dále v kyčelních i kolenních kloubech (Lewit, 1996).

Pro útlum m. gluteus maximus za současného zkrácení m. iliopsoas je omezena extenze v kyčelních kloubech, což se při chůzi klinicky projeví jako snížení délky kroku. Oslabení m. gluteus medius et minimus vede k nedostatečné laterální stabilizaci pánve na straně švihové končetiny a dalšímu zatěžování lumbosakrální páteře ve frontální rovině (Véle, 1997 in Sedliská 2007).

4.4.2 Horní zkřížený syndrom

Tento syndrom v sobě zaujímá tyto svalové skupiny: dolní fixátory lopatek (oslabené) a horní fixátory lopatek (zkrácené), dále sem řadíme i oslabené mezilopátkové svalstvo a zkrácené mm. pectorales. Co se týče hlavy a krční páteře můžeme zde najít svalovou nerovnováhu hlavně mezi oslabenými hlubokými flexory šíje (m. longissimus cervicis, m. longissimus capitis a m. omohyoideus a m. thyrohyoideus) a zkrácenými extenzory šíje (m. erectores trunci v oblasti krční páteře a m. trapezius). Často se setkáváme i se zkrácením horní části ligamentum nuchae, které způsobuje fixovanou hyperlordózu v oblasti horní krční páteř. U této dysbalance dochází ke změnám statiky i hybných stereotypů. Při této poruše pozorujeme charakteristický předsun hlavy a krku, hyperlordózu krční páteře, přetížení cervikokraniálního a cervikotorakálního přechodu, kulatá záda, která mají příčinu ve zkrácených prsních svalech a předsunuté držení ramen. U tohoto syndromu je častým nálezem horní typ dýchání (Lewit 1996).

4.4.3 Vrstvový syndrom

Typické pro tento stav jsou oblasti hypertrofických a oslabených svalů, které se navzájem střídají a překrývají. Zezadu nalézáme hypertrofické ischiokrurální svaly, nad nimi hypotrofické hýžděové svaly a málo vyvinuté paravertebrální svaly v lumbosakrální oblasti. Mohutně vyvinuté m. erectores trunci torakolumbálního přechodu tvoří další hypertrofickou zónu, dále je nad nimi hypotrofická zóna dolních fixátorů lopatek a poslední hypertrofickou oblastí je m. levator scapulae a pars ascendens m. trapezius. Zepředu se vyklenuje dolní část ochablých přímých břišních svalů, avšak dále laterálně bývá břišní stěna vtažena v místech hyperaktivních šikmých břišních svalů. Nalézáme zde i hypertrofický m. pectoralis major a m. sternocleidomastoideus (Lewit 1996).

4.5 Nordic Walking jako sport

Jedná se o velmi zajímavou sportovní disciplínu, jejímž základem je chůze spojená s pohyby paží s holemi, jako při klasickém běhu na lyžích. Tímto způsobem se paže intenzivně zapojují do pohybu celého těla (Stražil, 2006). Nutno dodat že Nordic Walking můžeme brát také jako rekreační aktivitu, postrehabilitační pohybový režim, anebo jako účelové užití holí v horském terénu.

Chůze se speciálními holemi je na první pohled technicky nenáročná činnost, při které musíme koordinovat práci nohou a paží s odrážením holí. Je nezbytné naučit se správnou techniku. Chůze s holemi zvyšuje intenzitu zatížení a tím i účinnost tréninku. Při pravidelném tréninku, dochází k významnému zpomalení srdeční frekvence (funkční bradykardie) a ke zvýšení aerobní kapacity organismu. (Dýrová, Lepková 2008)

4.5.1 Severská chůze

Nordic Walking vznikl pro potřeby letního tréninku lyžařů-běžců, kteří chtěli zachovat průběh pohybu a sílu svalových partií důležitých pro běh na lyžích (Stražil, 2006). Nutno ale dodat že původně byla chůze za pomoci holí využívána hlavně při chůzi po horách, nošení břemen, těžkého materiálu a potravin do vysokohorských chat.

Původním impulsem bylo zintenzivnění běžné chůze do kopce, kdy s holemi docházelo ke zrychlení tempa a tím i náročnosti tréninku. Trénovaly se i pochody s holemi na delší vzdálenosti (Karlsson, 2007 in Tlašková 2008).

Jako samostatný sport byl poprvé představen veřejnosti ve Finsku v roce 1997. Během krátké doby získal Nordic Walking obrovskou popularitu a ve Finsku se stal doslova lidovým sportem. Odtud se přes ostatní skandinávské země rozšířil do střední Evropy. (Stražil, 2006)

Celá pětina všech obyvatel ve Finsku se tímto způsobem pravidelně pohybuje, ve Švédsku přechází stále více nadšenců z kolečkových lyží k "hůlkové chůzi", jak se zde Nordic Walking říká. (Karda, 2007)

V USA získává chůze s hůlkami - Nordic Walking stále více na oblibě. Z klasické chůze se tak stává bez zvláštní extra námahy a nároků na vybavení vysoce účinný trénink celého těla, který podporuje optimální tréninkové efekty. První zmínky o Pole Walking - chůzi s pomocí holí byly zaznamenány již v roce 1992 v literatuře ve Spojených státech. Původní Nordic Walking může proto být v nové podobě s velmi dlouhými kroky, podmíněnými silovým nasazením holí velmi náročným sportem. Jeho technika se blíží technice při klasickém běhu na lyžích. (Karda, 2007)

Nordic Walking je bez výjimky sportem vhodným pro všechny „pohybuchtivé“ lidi. Je to velmi jednoduchá a přirozená forma pohybu a je snadné se jej naučit. S tréninkem může začít každý bez ohledu na věk, pohlaví a výkonnost. Doporučuje se ovšem vštípit si správnou techniku pohybu, což vám může zprostředkovat kvalifikovaný trenér. Měl by být vyškolen nejen v této disciplíně, ale mít i dostačující znalosti v celém sportovním sektoru nebo v oboru fyzioterapie. Odborné instruktáže nabízejí už i v České republice rehabilitační a sportovní centra, lázně i hotely a kontakty na ně objevíte nejspíše na internetu. V roce 2003 vznikla také Česká asociace Nordic Walking (Stražil, 2006). Chůze s holemi se používá i jako určitá náhrada chůze s holí u seniorů, zde jde pouze o oporu, chybí odraz vpřed (němečtí turisté).

Ovšem už dříve v roce 2000 byla vytvořena mezinárodní asociace Nordic Walking INWA. Mezi členy se řadilo Finsko, Německo a Švýcarsko (Karlsson, 2007, in Tlašková, 2008).

4.5.2 Studie o Nordic Walkingu

Doposud bylo už o Nordic Walkingu napsáno mnoho článků publikovaných hlavně na internetových stránkách. Otázkou je zda tyto články můžeme považovat za spolehlivé. V letošním roce Česká asociace Nordic Walkingu (dále NW) vydala knihu o základních informacích tohoto severského sportu. Dále se nám ovšem naskýtají další odborné publikace, hlavně ze zahraničních zdrojů. Uvádíme zde několik studií ohledně NW.

Kračmar a kol. prováděli pilotní experimentální studii, ve které sledoval rozdíly v práci hybné soustavy člověka při volné chůzi a při chůzi s holemi pomocí metody povrchové elektromyografie synchronizované s videozáznamem (Kračmar a kol., 2006 in Tlašková, 2008).

Kleindienst et al. se ve své studii snažili ozřejmit biomechanické rozdíly pohybových vzorů mezi Nordic Walkingem, chůzí a během. Tohoto výzkumu se účastnilo 11 probandů, kteří byli pečlivě seznámeni s technikou NW. Výsledná data se shromažďovala pomocí dvou vysokorychlostních kamer a souběžně s tím byly zaznamenávány i tlakové rozdíly sil při došlapu na zem. Ukázalo se, že u NW jsou vertikální a horizontální síly při došlapu větší. V závěru si kladli otázku, zda Nordic walking (který je upřednostňován svými biomechanickými výhodami v porovnání s normální chůzí) je vhodným sportem pro jedince s nadváhou nebo jedince s problémy pohybového aparátu zvláště pak onemocnění dolních končetin, kterým je tento druh sportu velice doporučován (Kleindienst et al., 2006).

Tlašková, P. ve své diplomové práci zkoumala zapojení svalů v oblasti ramenního pletence při Nordic walking. Pro svou práci si zvolila 2 probandy. Vybrané svaly měřila povrchovou EMG metodou a srovnávala výsledky svalové aktivity u volné chůze a Nordic Walking (Tlašková, 2008).

Steif et al. zkoumali ve své studii dynamickou analýzu dolních končetin v průběhu Nordic walking, chůze a běhu. V porovnání NW s normální chůzí, se u NW projeví vyšší kardiovaskulární výhody a někteří autoři uváděli i nižší mechanickou zátěž na celý pohybový systém. Cílem této studie bylo ohodnotit a určit rozdíly v zatížení kloubů dolních končetin během NW, chůze a běhu. 15 probandů se účastnilo této studie. Výsledky neprokázaly žádné biomechanické výhody. Na základě tohoto výzkumu se NW nedoporučuje jako cvičení pro osoby, které se zaměřují na snížení zátěže či odlehčení dolních končetin (Steif et al., 2008).

Jürimäe et al. zkoumali intenzitu Nordic walking u mladých žen s rozdílnou spotřebou kyslíku. Smyslem této studie bylo určit fyzickou reakci na různou intenzitu NW a mladých žen s rozdílnými hodnotami aerobní kapacity. Studie se účastnilo 28 probandů. Byly to ženy v rozmezí 19 – 24 let. Měřily se tyto parametry: maximální hodnoty $\dot{V}O_2$, $\dot{V}O_2$ a individuální dechový práh (aerobní práh). Jedinci byli zkoumáni jako jedna skupina ($n=28$) a také byli rozděleni do tří skupin na základě hodnot $\dot{V}O_2$ ($n=8$, $n=12$ a $n=8$). Další testy se zabývaly: 4x 1 km Nordic Walking s postupně se zvyšující rychlostí (intenzitou) na 200m atletické dráze. Testovala se 1 – pomalá chůze; 2 – zrychlená chůze; 3 – rychlá chůze; 4 – maximální rychlost chůze. Během tohoto testu byla snímána srdeční frekvence a také dechová frekvence. Výsledkem studie bylo zjištění, že chůze s holemi NW je vhodným cvičením pro mladé ženy závislé na jejich počátečním stupni $\dot{V}O_2$. Ženám s nižším počátečním $\dot{V}O_2$ bylo doporučeno cvičení – subjektivně rychlejší chůzí. A ženy s vyšším počátečním $\dot{V}O_2$ mohou cvičit s maximální rychlostí (Jürimäe et al., 2009).

4.6 Technické vybavení pro Nordic Walking

Součástí výcvikové instruktáže Nordic Walkingu (dále jen NW) bývá také doporučení vhodné výbavy, jako jsou hole, obuv a oblečení. (Stražil, 2006).

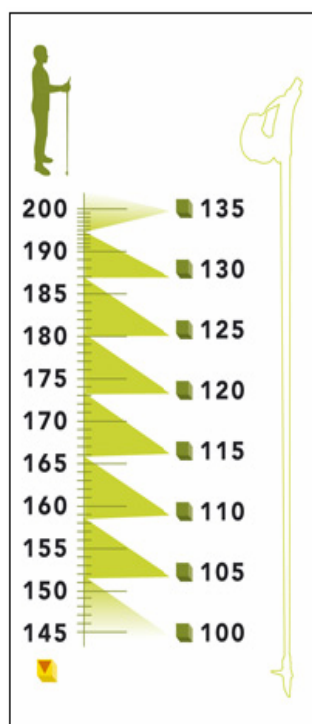
4.6.1 Hole

Speciální hole jsou základním nástrojem severské chůze. Špatně vybraná hůl a špatná technika mohou působit negativně na pohybový systém, zapříčinit svalové nebo kloubní bolesti a tím z dlouhodobého hlediska snížit zájem o tuto pohybovou aktivitu. Z těchto důvodů je nutno už při konstrukci holí zohlednit specifické požadavky severské chůze NW a zajistit především jejich bezpečnost. Pro stanovení správné délky holí je důležité brát v úvahu fyzické i fyziologické předpoklady výšky postavy, délku končetin, stupeň praxe v severské chůzi a dlouhodobější cíle. (Zapletalová, 2007)



Obr. č. 9 Hole Exel (Tlašková, 2008)

Podle Strašila by délka hole měla odpovídat výšce postavy násobené koeficientem 0,68 (při rovně postavené holi svírá předloktí a paže přiložená k tělu pravý úhel). Pro začátečníky je doporučována hůl o něco kratší. Madlo by mělo být útlé a mělo by dobře ležet



v ruce. Nad poutkem by mělo být asi 3–4 cm prodloužené a v tomto místě také lehce ohnuté. Poutko musí pevně spojovat ruku a hůl, bez problémových míst umožňujících uvolnění hole, nesmí zabraňovat cirkulaci krve v ruce. Trubka hole může být z aluminia, karbonu, směsi karbonu a sklolaminátu, jednodílná nebo teleskopická (dvoudílná i trojdílná) (Stražil, 2006). Ale Zapletalová uvádí jiný způsob, a to odečtení 55 cm od výšky postavy.

Literatura se ještě zmiňuje o jednom způsobu, když násobíme výšku postavy konstantou 0,72. Ten, kdo má větší zkušenost se severskou chůzí NW nebo je fyzicky zdatnější, může mít pro zvýšení efektivity hole delší (řádově o několik centimetrů). U začátečníků se všeobecně doporučují spíše hole kratší, které umožňují rychlejší zvládnutí správné techniky, která je podmínkou využívání všech výhod severské chůze (Zapletalová, 2007).

Obr. č. 10 Doporučená výška holí (Tlašková, 2008)

4.6.2 Rukojeť

Hole by měla mít vhodný ergonomický tvar, měla by být vyrobena z příjemných materiálů (například směsi gumy či korku), což zejména při dlouhodobém používání hraje důležitou roli. Správná výroba rukojeti (s navázáním na kvalitní, vibrace absorbující materiál těla hůlky) by měla minimalizovat vibrace, které přecházejí na ruku, zápěstí, loket a rameno (Strašil, 2006). Na úchop rukojeti ukazuje následující obrázek číslo 11.



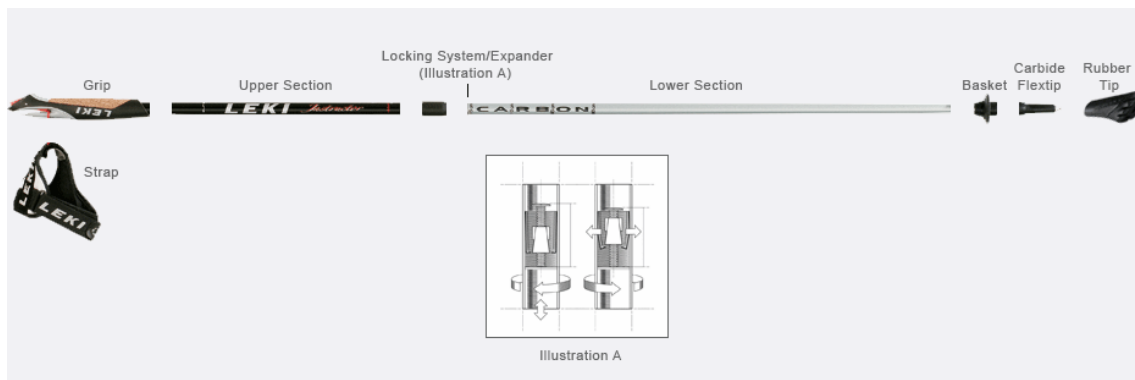
Obr. č. 11 Rukojeť a její držení (Nordic Walking, INWA, 2003)

Důležité je kvalitní speciální poutko, které by mělo splňovat bezpečnostní nároky a hlavně by mělo zajišťovat správnou techniku chůze s hůlkami. Mělo by být pevné, měkké, anatomicky tvarované, konstrukčně jednoduché a lehce nastavitelné tak, aby se neodírala kůže a neomezoval se průtok krve, ale zároveň tak, aby při lehkém sevření rukojeti držela hůl pevně v ruce (neboť při závěrečné fázi pohybu hole za osu těla se při odrazu dlaň otevírá a poslední moment síly je přenášen právě přes poutko). Mělo by se dát nastavit podle velikosti dlaně, která bude například v zimě zvětšená o rukavici a mělo by umožňovat maximální rozsah pohybu. Praktickou vlastností je snímatelnost poutka, které se může omýt, případně vyměnit za nové (Strašil, 2006).

4.6.3 Tělo hole

Tělo hole musí být přizpůsobeno na nárazy a tlaky, kterým je vystavováno nejen při chůzi, ale zejména při cvičeních, která jsou se severskou chůzí spojena. Tělo hole musí být pevné, ale ohebné, materiál musí vydržet kolísající zatížení v proměnlivém terénu. Především pružnost hole je důležitá pro ochranu před přetížením ramenního pletence a krční páteře. Nejoptimálnější je použít uhlíkové vlákna či lehké kompozitní materiály s patřičnými vlastnostmi (použití běžných lyžařských holí je v tomto ohledu problematické – málo pruží a nebo nejsou dostatečně odolné proti nárazům na tvrdém terénu). Dalším důležitým kritériem holí je hmotnost, při chůzi bychom jejich váhu neměli v ruce takřka ani vnímat. U hliníkových holí všeobecně platí, že jsou křehké, těžké a špatně tlumí otřesy! Nyní platí, že

moderní hole ze slitin uhlíku jsou pevné, pružné a celkově komfortnější a bezpečnější (Stražil, 2006).



Obr. č. 12 Konstrukce hole (Nordic Walking, INWA, 2003)

4.6.4 Koncový kovový hrot

Koncový hrot slouží hlavně k zapichování a odrážení od povrchu. U kvalitnějších holí je nakloněn dopředu pod úhlem 5–10 °, aby dobře přilnul k terénu a špička hrotu je vydutá dovnitř proti podkluzování. Součástí výbavy k tomuto ocelovému hrotu je takzvaná „botička“; je to gumová násada (u lepších holí s protiskluzovou úpravou), která se používá na tvrdé povrchy jako je asfalt nebo beton, na kterých pomáhá lépe tlumit nárazy a částečně je absorbuje (Stražil, 2006). A například vidiová ocel se o asfalt neobrušuje. Celou skladbu hole můžeme vidět na obrázku číslo 12.

4.6.5 Obuv

Volba a výběr vhodné obuvi závisí na terénu a počasí, na stavu chodidla a celé dolní končetiny a také na výkonnostní úrovni. Obuv by měla nohu chránit před možným zraněním, ale zároveň by jí neměla bránit v jejích základních funkcích. Nejlépe by noha měla mít možnost vnímat alespoň částečně terén, po kterém se pohybuje. Zdravá noha má schopnost „uchopit“ terén, odvinout se od země a pomocí prstů odrazit. Velká většina obuvi těmito funkcím zabírá, a to včetně řady bot sportovních. Pro mírné bezpečné terény jsou vhodné nižší, dostatečně pružné a lehké boty. Vysoké, tvrdé boty omezují pohyby chodidla a pohyby v kotníku, které jsou velmi důležité pro pohyb celého těla při chůzi i běhu. Ve velmi těžkém terénu (ostré kameny, suť, sníh) použijeme vyšší a pevnější kotníkové boty – pohorky, které pomohou ochránit kotník před případnými nárazy či možným vymknutím. Zvláště u malých dětí dbáme na to, aby obuv nebyla příliš tvrdá a těžká, a nezatěžovala tak kolena a kyčelní klouby (Stražil, 2006).

4.7 Technika NW

Základy techniky se lze naučit během hodinové až dvouhodinové instruktáže. Součástí zácviku a celé instruktáže bývá vysvětlení a nácvik základních pohybových stereotypů. Jedná se o pohybový stereotyp chůze s holemi, případně běhu s holemi jako ukazuje obrázek číslo 13. Důležitou součástí instruktáže je nácvik správného odvíjení chodidel od podložky, případně korekce nesprávně zažitého pohybu. Instruktáž by měla být přizpůsobena individuální situaci klienta podle toho, zda je zcela zdravý nebo zda má určité zdravotní obtíže, jak je trénovaný, co očekává od této disciplíny (Stražil, 2006).



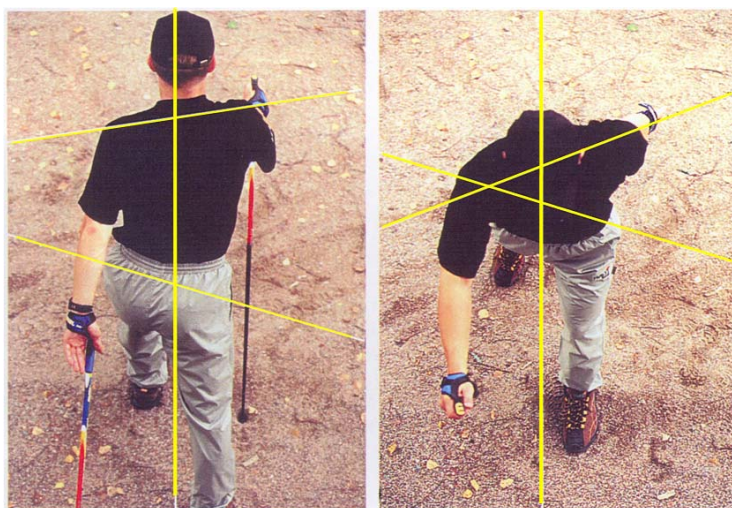
Obr. č. 13 Běh s holemi (Kračmar, 2006)



Obr. č. 14 Typická pohybová fáze odrazu při Nordic Walking z boku (Stražil, 2006)

Technikou severské chůze a následně jejím popisem se zabývá Vystrčil (2005) ve své diplomové práci. Při chůzi s holemi je trup držen v mírném předklonu, hlava v prodloužení páteře (brada mírně zasunutá vzad), pohled směřuje přibližně 20m dopředu. Ramena jsou pocitově „stažena od uší“ a posazena dozadu. Hrudník i ramena se snažíme nechat uvolněná, aby střídavý pohyb horních končetin v ramenních kloubech nebyl omezován zapojením nežádoucích svalů, viz obrázek číslo 14.

Pohyb rukou v poutkách je přirozený. Začíná za tělem z propnutého lokte, horní končetina se pohybuje vpřed a vzhůru s postupnou flexí v lokti až do fáze opory o hůlku, poté se cyklicky vrací zpět za tělo. Až do závěrečné fáze odrazu hůlky svírají prsty pevně rukojeť, pak se dlaň otevírá a odrazová síla je přenášena přes poutko, loket i prsty jsou natažené. Horní a dolní část trupu rotují kontralaterálně při každém kroku, což je dobře znatelné na obrázku číslo 15 (Vystrčil, 2005 in Tlašková 2008).



Obr. č. 15 Typická pohybová fáze při Nordic Walking s naznačením osy pánve a osy ramen (Vystrčil, 2005 in Tlašková, 2008)

Těžiště těla se oproti přirozené chůzi vyšší intenzity dostává níže, krok se díky hůlkám prodlužuje (Vystrčil, 2005 in Tlašková, 2008).

Krok začíná odrazem od prstů zadní dolní končetiny, která přechází do švihové fáze. Na obrázku číslo 16 je vidět správný odval chodidla. Stojná dolní končetina je v úvodní fázi pohybu v semiflexi v kolenním kloubu (pozn. velikost flexe v kolenním kloubu se při delším kroku zvětšuje). Horní končetina nacházející se před tělem je v semiflexi v lokti, hrot její hůlky se zapichuje přibližně na úrovni paty chodidla přední dolní končetiny či mírně za ni. Během celého cyklu by se hrot hole neměl dostat před vertikální osu danou zápěstím této horní končetiny. Důležitá je pozice ramen při přenosu síly z hůlky od zabodnutí do odrazu z ní. Rameno by se nemělo zvedat. Ve stejném čase protější kontralaterální horní končetina dokončuje v tomtéž čase odpich (Vystrčil, 2005 in Tlašková, 2008).

Odpich hůlky na jedné straně a odraz chodidla na straně opačné se odehrává přibližně ve stejném okamžiku, jde o pohyb střídavý. Pro plynulý pohyb je důležité vzpřímené držení trupu s protažením hlavy v ose páteře. Prodloužení kroku při použití hůlek nesmí být provázeno hyperextenzí kolen při došlapu. Tato chyba vede k přetížení přední části kolenního kloubu. Kolenní kloub by měl být pokrčen v lehké semiflexi. Podobné nebezpečí hrozí v oblasti hrudní a bederní páteře při nadměrné rotaci pánve vzhledem k fixovaným ramenním pletencům (Vystrčil, 2005 in Tlašková, 2008).



*Obr. č. 16 Správný odval chodidla – počátek došlapu, stojná fáze, počátek odrazu
(Zapletalová, 2007)*

4.7.1 Technika chůze do kopce

Tento typ techniky je především vhodný pro nácvik správného používání holí. Při této technice se musí trup dostat do mírného předklonu a dojde i k prodloužení kroku. Samozřejmě se nám zvýší fyzické nároky, které jsou kladeny na svalové skupiny horních končetin, trupu a zad a také na svaly dolních končetin (hlavně lýtek a stehy) (Stražil, 2006, Vystrčil, 2005).

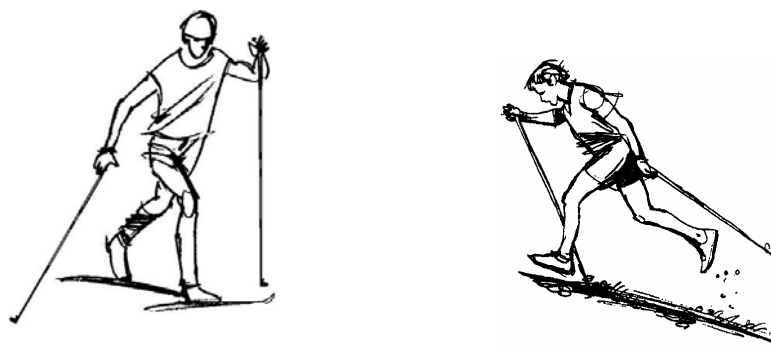
4.7.2 Technika chůze z kopce

Při této technice dojde ke zkrácení kroku a také díky jinému sklonu terénu se naše těžiště těla přesune. Dojde k jeho snížení. Pohyb těla vykonává brzdňý pohyb (Stražil, 2006). Váha je rozložena mezi chodidlem umístěným více vpředu a kontralaterální hůlkou. (Vystrčil, 2005 in Tlašková, 2008).

4.8 Příbuzné sporty Nordic Walking

4.8.1 Běžecské lyžování

Mezi nejstarší lyžařské disciplíny patří běh na lyžích klasickou technikou. Běh na lyžích je popisován jako lokomoční pohyb vytrvalostního charakteru, při kterém se pro zajištění pohybu po sněhu neustále opakují stejné pohybové dovednosti. Při běhu střídavém dvoudobém klasickou technikou se jedná především odpichů paží pomocí lyžařských holí a o střídání odrazů nohou. Sled těchto dílčích pohybů rovnoměrně zatěžuje svalstvo celého těla a tím všestranně a harmonicky rozvíjí funkční zdatnost organismu. Na dolních končetinách jsou nejvíce zatěžovány svalové skupiny jako: m. triceps surae, m. quadriceps femoris, m. glutei, m. adductor magnus a m. iliopsoas. Na horních končetinách jsou nejvíce namáhány trojhlavý sval pažní sval deltový a svaly předloktí. Zároveň se však zapojují svaly břišní a zádové. Současné zapojení velkého množství svalových skupin tak klade zvýšené nároky především na nervosvalovou koordinaci a funkční kapacitu organismu (Gnad, Psotová, 2005). Pro porovnání je zde srovnání s technikou běhu s holemi na obrázku číslo 17.



Obr. č. 17 Rozdíl skluzové fáze u běžeckého lyžování oproti běhu s holemi

4.8.2 Ski Walking

Lyžařská chůze je specifickým tréninkem pro dolní končetiny v období bez sněhu. Ski Walking můžeme brát i jako sportovní alternativu běhu. Dále se daří zlepšit sílu a zvláště vytrvalost důležitou pro běžecké lyžování. Chůze na lyžích vychází na jedné straně z volné bipedální chůze, od níž (i od NW) se rozhodujícím způsobem liší skluzem na stojné noze. Běh na lyžích se vykazuje větší mírou dynamické rovnováhy, chůze na lyžích vyšší mírou statické rovnováhy. Tím jak chodíme, napodobujeme lyžařskou chůzi. Bez hlubšího úsilí se zvýší tepová frekvence a rozvoj síly specifické pro lyžování a vytrvalost. Po osvojení si chůzi s holemi, se můžeme více zaměřit na jeden či více detailů, které je třeba vylepšit před tím, než se dostaneme zpátky na snůh. (Hindman, 2005)

4.8.3 Priessnitz walking

Priessnitz walking je nový druh klimatoterapie, která spojením pohybové aktivity, dechových cvičení dle prof. Buchovčeva a částečným ochlazováním končetin dle Priessnitze umožňuje dosáhnout maximálního léčebného účinku na člověka jako celek. Čerpá ze znalostí klasické, východní medicíny a tradičních léčebných metod Priessnitze. První částí je rehabilitační chůze s holemi, nazývaná Nordic Walking. Dále přichází na řadu ochlazování horních končetin. O účincích chladné vody toho bylo napsáno mnoho. Studená voda způsobuje zlepšení prokrvení organismu a má blahodárný vliv a neurovegetativní systém. Proto má ochlazování studenou vodou velký vliv na psychiku. Ohlazování se provádí v potocích, nebo není-li v místě potok poslouží stejně dobře připravený led. Pokračuje se chůzí, aby se tělo dostalo na správnou teplotu. Potom následuje protažení svalů a dechové cvičení. Jde o jednoduché cvičení na bázi jógy. Prohloubí se dech, zvýší se kapacita plic, změní se pH ve svazech z kyselého na zásadité a tím se vyplaví kyselina mléčná. Způsobí to uvolnění svalů a odeznění bolestí páteře. Před ochlazováním dolních končetin se znovu tělo zahřeje chůzí. Po ochlazení se dostaví pocit uvolnění dolních končetin, prohřátí a lehkost.

Díky ochlazení se razantně zlepšuje prokrvení končetin, což trápí hlavně ženy. (Preislerová, 2007)

4.8.4 In-line bruslení s běžeckými holemi

Obdobou NW se v posledních 5 letech stalo in-line bruslení s běžeckými holemi, znázorněné na obrázku číslo 18. Rozdíl v zapojení pletence ramenního do lokomoce je v režimu práce - společné zapojení HKK na rozdíl od NW. Nordic Walking z toho důvodu považujeme v evolučních souvislostech za „přirozenější“. (Kračmar, 2006)



Obr. č. 18 In-line bruslení s běžeckými holemi (Kračmar, 2006)

4.9 Povrchová EMG

Pomocí elektromyografie (EMG) zaznamenáváme bioelektrickou aktivitu svalů, rychlost vedení nervy po podráždění lehce nadprahovým elektrickým stimulem. Toto vyšetření je neurologickou metodou hodnotící funkci svalového vlákna, periferního nervu a nepřímo i míšních struktur a jejich vzájemnou integraci (Seidl, Obenberger, 2004). Můžeme využít dvě základní metody k zaznamenání svalové aktivity: intramuskulární nebo také jehlovou EMG a povrchovou EMG (Latash, 1998).

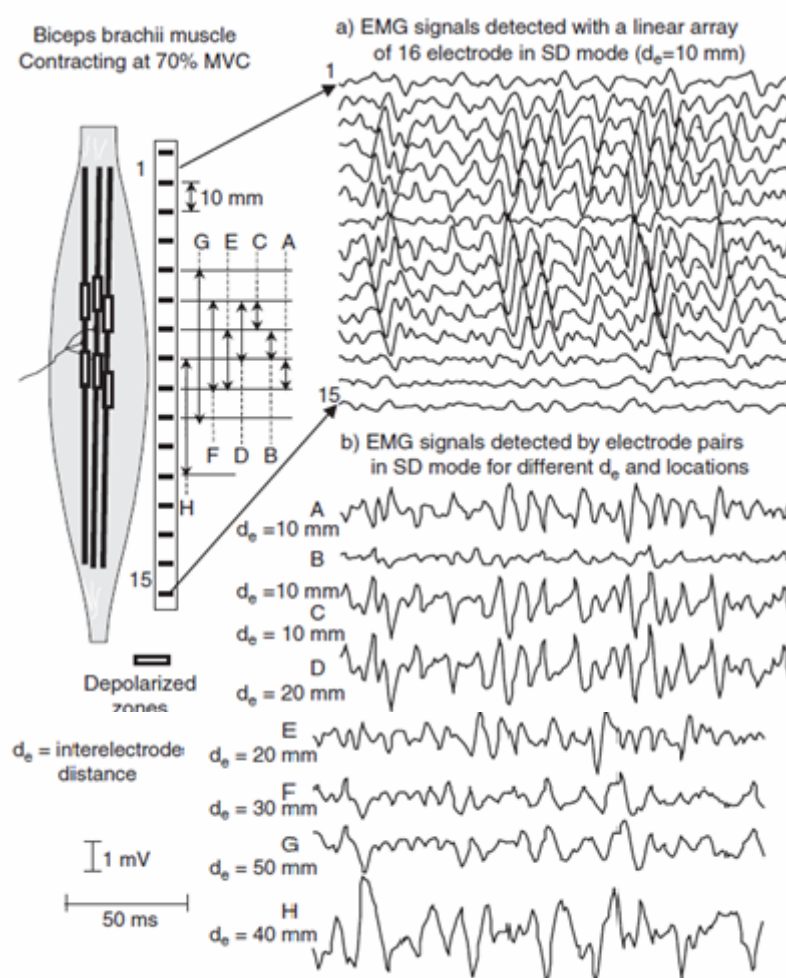
Podle Kasmana nám pEMG neboli povrchová elektromyografie umožňuje snímání povrchové elektrické aktivity svalů pomocí povrchových elektrod a celý záznam měřením je metodou neinvazivní a nebolestivou (Kasman, 2002).

Trojan ve své publikaci uvádí, že tato měřicí metoda se dá využít v rehabilitačním lékařství či sportovní medicíně a to díky tomu že nám tato metoda umožňuje využívat

vzájemné časové vztahy mezi činnostmi několika svalů. Lehce touto metodou můžeme porovnat a ohodnotit práci svalových vzorců, které se projevují při určitých pohybech jako je např. chůze, běh, LTV (Trojan, 2001).

„EMG signál je výsledkem sledu akčních potenciálů motorických jednotek, které jsou detekovány povrchovou elektrodou v blízkosti kontrahovaných svalových vláken. Akční potenciál prochází při měření povrchového EMG přes přilehlé svalové tkáně, hlavně tuk a kůži, na jejímž povrchu je detekován“ (Sedliská, 2007).

Merletti ve své publikaci uvádí celý přehled pEMG výzkumů a způsobů jak správně získávat EMG záznamy a dále s nimi pracovat. Následující obrázek číslo 19 ukazuje velikost a vzdálenost elektrod při snímání EMG záznamu :



Obr. č. 19 Vliv inter-elektrodové vzdálenosti a umístění elektrody s amplitudou signálu. (A) SD signály zjištěny mezi sousedními elektrodami v lineární oblasti s 10 mm inter-elektrodou vzdáleností. Elektrody jsou 1mm a 10mm dlouhé. (B) jednotlivé rozdíly signálů

získané součtem sousedních kanálů a odpovídající inter-elektrodové vzdálenosti 10, 20, 30, 40 a 50 mm (Merletti, 2004).

Elektromyogram je označení pro nasnímaný záznam. Tento záznam je podobný vzorci, který vyjadřuje interferenční vzorec. Vznikne jednoduchým překrytím sumačních potenciálů z většího počtu motorických jednotek. Jedná se hlavně o výsledek interferencí v prostorovém vodiči jako je třeba sval, kůže, elektrody. Nejde tedy o prostou sumaci elektrického napětí v daném okamžiku. EMG signál se zpracuje pomocí frekvenční filtrace a dále případně matematickou úpravou, kterou nazýváme rektifikace. Pro snížení vlivu arteficiálního šumu je užito frekvenčních filtrů. Nežádoucí šum vzniká zejména pohybem kabelů a nedostatečným připevněním elektrod (Rodová, 2001).

Co se týče snímání záznamu, se nejvíce využívají povrchové elektrody. Například De Luca (1993) uvádí, že optimální výsledky snímání se projeví při aplikaci elektrod do vzdálenosti 10 mm a s velikostí elektrody 10 mm (délka) a 1 mm (šířka). Maximální výskyt signálu se nachází v pásmu o frekvenci 50 – 150 Hz. Elektrody by se měly umísťovat ve střední linii svalu a to hlavně přes největší svalové bříško. V podstatě se jedná o místo mezi šlachou a motorickým bodem (De Luca, 1993).

Kadaňka (1994) se dále zmiňuje o typu elektrod. Jako nejvíce účinné a osvědčené se jeví miskové elektrody. Vhodné je tyto elektrody dobře připevnit k tělu, a to třeba leukoplastí. Kůže se před nalepením elektrod musí dostatečně ošetřit a očistit. Musí být suchá, odmaštěná a až poté se může aplikovat vodivý gel, který je nanesen mezi elektrodu a kůži (Kadaňka, 1994).

Podle Kellera (1999) ovšem pouhé vyšetření povrchovou elektrodou nemůže nahradit invazivní vyšetření jehlové. Uvádí, že povrchová elektroda je schopna registrovat potenciály ze svalových vláken do hloubky jen 20mm (Keller, 1999).

5. METODIKA PRÁCE

5.1 Obecná charakteristika výzkumu

Kineziologickou analýzu pohybu vybraných svalů trupu, pletence pánevního a dolní končetiny jsme sledovali pomocí primární analytické případové studie inspirované pilotní případovou studií (Kračmar a kol. 2006). Obecnou metodou práce byla intraindividuální komparativní analýza. Předmětem zkoumání byla fáze jednoho dvojkroku chůze s holemi s fází jednoho dvojkroku volné bipedální chůze. Hlavně se analyzovalo sledování elektrické aktivity vybraných svalů pletence pánevního, trupu a dolní končetiny při Nordic Walking – chůzi pomocí EMG analýzy, analýzy kinematické a následné porovnání s volnou bipedální lokomocí. Při vypracování této analýzy bylo použito porovnání timingu nástupu a odeznění aktivací vybraných svalů trupu, pletence pánevního a dolní končetiny ve spojitosti se synchronizovaně přiřazenými pozicemi testovaného probanda. Posuzoval se i charakter EMG křivky ve smyslu výskytu lokálních maxim jednoho krokového cyklu, vzájemné porovnání korelační matice křivek EMG mezi jednotlivými sledovanými svaly. Současně při snímání EMG byl pořízen i videozáznam. Data, které jsme zaznamenali, byla převedena do počítače a upravena speciálním programem KAZE05. Celý výzkum probíhal ve spolupráci s katedrou sportů v přírodě FTVS UK, vyškolenými instruktory pro Nordic Walking a studenty FTVS.

5.2 Charakteristika sledovaných probandů

Naší studie se účastnilo 6 probandů. Vybraní probandi byli zdraví jedinci, účastnilo se 5 žen a 1 muž. Ve skupině se nacházeli jedinci s pevně fixovaným pohybovým stereotypem běžeckého lyžování a jedinci, kteří se alespoň rok věnovali samotnému Nordic Walking. Všichni zvolení probandi nebyli omezeni věkem ani pohlavím a všichni byli studenty FTVS UK. Samotný výběr byl založen na dobrovolné spolupráci a zájmu o daný výzkum. Prezentace výsledků a zpracování dat probíhalo anonymně. Všichni účastníci výzkumu podepsali informovaný souhlas.

5.3 Charakteristika použitých přístrojů a metod

Povrchové měření EMG jsme provedli u svalových skupin zajišťujících pohyb v pánevním pletenci, trupu a vybrané dolní končetině při chůzi s holemi (Nordic Walking) a při volné chůzi. Celé měření jsme doplnili o jednoduchou kinematickou analýzu pomocí časové analýzy videozáznamu. U vybraného probanda jsme naměřili 2 sekvence 20 vteřin při chůzi s holemi a 2 sekvence 20 vteřin běžné chůze. Časování daného pohybu jsme provedli na základě analýzy kroku při běžné chůzi:

Došlap LDK

Stojná fáze LDK

Odras LDK

Švihová fáze LDK

5.3.1 Mobilní přístroj EMG

Pro snímání elektrické aktivity svalů jsme v tomto experimentu použili přenosné EMG zařízení KAZE05 (obr. č. 20), které bylo vyvinuto na akademické půdě FTVS UK v Praze. Tento mobilní přístroj disponuje 7 kanály pro přenos EMG potenciálů ze svalů a také 8. kanálem pro synchronizaci EMG záznamu s videokamerou. Každý proband byl monitorován při chůzi s holemi a při běžné volné chůzi. Dále měření pokračovalo naměřením aktivity svalů v průběhu jednoho krokového cyklu



Obr. č. 20 Přenosné EMG zařízení KaZe05

Technické specifikace

- **výrobce a autor:** Karel Zelenka, UK FTVS v Praze

- **charakteristika:** nezávislý polyelektromyografický mobilní přístroj pro snímání elektrického potenciálu svalů
- **počet měřících kanálů:** 8 (7 kanálů pro EMG měření potenciálů svalových skupin, 1 kanál pro synchronizaci s videozáznamem)
- **frekvence:** 30 – 1200 Hz při 3dB/kanál
- **vzorkování:** 200Hz
- **stupeň citlivosti:** nastavitelný v rozmezí 6 – 0,05 mV

5.3.2 Videokamera – technické specifikace

CANON HDV 1080i SONY - digitální videokamera

- **frekvence snímání obrázků:** 50 obr/sec.
- **rozlišení:** 3,1 megapixely

5.4 Omezení platnosti měření EMG

Metoda, která se používá k objektivizaci svalových funkcí (elektromyografie), je mnohdy horně sporná. „Primárně je nutné se smířit s faktem, že neměříme svalovou sílu. Neměříme práci svalu. Ale měříme elektrický potenciál, který jako fenomén existuje při svalové aktivaci a který tuto aktivaci nejvěrněji ilustruje na topicky přesně vymezeném místě svalu živého organismu. Z elektrického potenciálu usuzujeme na aktivitu motorické jednotky a z té na práci svalu.“ (Kračmar, 2006)

Nutno brát v úvahu následující pokyny:

1. Při měření bychom měli dodržovat minimální časové prodlevy mezi jednotlivými měřeními. Nutno si uvědomit, že existuje zvýšené riziko pocení a následné odlepení elektrody. Samotné elektrody v průběhu měření nepřelepujeme. Výsledky vyhodnocené při měření jedné osoby nemůžeme využít ke zobecnění výsledků.

2. Hybný stereotyp vybraného probanda, který bude zkoumán, by měl být pro něj samotného a také pro naše měření pevně fixovaný. Zejména míra koordinace pohybu ve vybraném typu lokomoce.

3. „Zapojení velkého počtu motorických jednotek způsobuje vzájemnou interferenci signálu, která deformuje křivku. Přibližně od zapojení 50% motorických jednotek nestoupá křivka dále lineárně, není možné poměrné posouzení svalové práce. Můžeme však konstatovat, jestli se svalová práce u jednoho svalu zvětšila nebo zmenšila mezi dvěma různými činnostmi“ (Kračmar, 2006).

4. Omezením u měření povrchového EMG je např. různá velikost podkožního tuku, odlišná vodivost kůže na jednotlivých místech na těle a také se liší počet motorických jednotek ve zkoumaných svaích. Tato omezení nám nedovolují posoudit svalové práce mezi dvěma různými svaly.

5. „Lokalizace elektrod je možná pouze do jednoho určitého místa svalu. Popisujeme-li aktivaci svalu, popisujeme vlastně aktivaci pouze místa svalu, kde jsou lokalizovány elektrody. Předpokládáme-li zřetězení svalových funkcí, pak při změně úhlu v kloubu se může posunout řetězec největšího zatížení v samotném svalu a znehodnotit tak výsledky měření. Východiskem je expertní vyhledání místa největší svalové kontrakce pro lokalizaci elektrod. Je samozřejmě nutné simulovat pohyb co nejvěrněji – tvar pohybu i charakteristika práce svalů ve smyslu kontrakce koncentrická vs. excentrická“ (Kračmar et al, 2006).

5.5 Sledované svalové skupiny

Svaly, které jsme zkoumali a sledovali jejich činnost, byly vybrány na základě jejich funkce. O níže uvedených svaích se zmiňují: Čihák (2001), Janda (1996), Javůrek (1986) a Véle (2006) Travell a Simons (1983, 1999). Zkoumané svalstvo bylo měřeno vždy pouze na jedné straně v závislosti na předpokladu zapojení do svalového řetězce. Lateralita svalové aktivity byla nesledovanou proměnnou.

Skupinu sledovaných svalů tvořily tyto svaly:

m. gluteus maximus sin.

m. gluteus medius sin.

m. tibialis anterior sin.

m. gastrocnemius (caput mediale) sin.

m. erector trunci (oblast L2) sin.

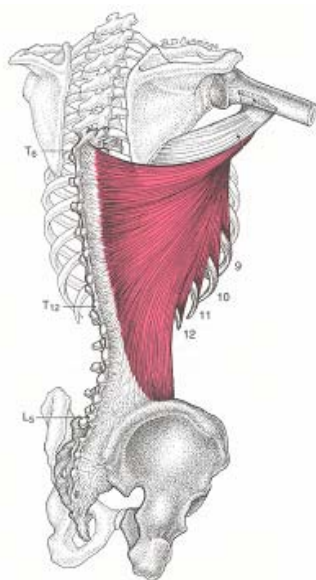
m. latissimus dorsi dex.

m. obliquus externus abdominis sin.

5.5.1 Vybrané svalové skupiny a lokalizace elektrod na těle u našeho výzkumu

Lokalizace elektrod je vyznačena na fotografiích za vybranými svalovými skupinami (označenými jako Foto č. 1 – Foto č. 5). Dané elektrody snímaly EMG potenciály ze sledovaných svalů. Vybrané svaly s lokalizovanými elektrodami jsou na fotografiích označeny čísly a to v tomto pořadí:

1. m. latissimus dorsi dex.
2. m. erector trunci (oblast L2) sin.
3. m. gluteus medius sin.
4. m. gluteus maximus sin.
5. m. obliquus externus abdominis sin.
6. m. gastrocnemius (caput mediale) sin.
7. m. tibialis anterior sin.



1) Musculus latissimus dorsi

Začátek svalu: Aponeurosou (fascia thoracolumbalis) od dorsální části crista iliaca, dorsální plochy kosti křížové, trnů bederních obratlů, tří kaudálních žeber, trnů pěti až šesti kaudálních hrudních obratlů, několika snopci od povrchové fascie m. teres major

Úpon svalu: Na humerus – na crista tuberculi minoris

Funkce: Vnitřní rotace a addukce humeru; dorsální flexe humeru v kloubu ramenním (ve spolupráci s m. teres major a se spinální částí m. deltoideus); vnější okraj svalu pomáhá více zakřivit hrudní páteř a tím zmenšit hrudník při prudkém výdechu; při

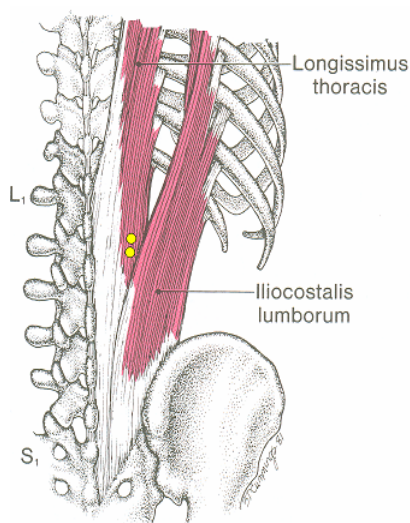
fixované paži zdvihá žebra (pomocný vdechový sval) (Čihák, 2001).

Lokalizace elektrod: viz níže, z ventrální do dorzální flexe, což je pohyb záběrový, se všechny části m. latissimus dorsi se aktivují nejvíce při abdukci do 15° (Bačáková, Dufková, 2008), tudíž není nutné vyžadovat specifické umístění elektrody.

Obr. č. 21 m. latissimus dorsi (Travell, Simons, 1999)

2) M. erector trunci (oblast L2)

Svaly jsou připojeny zezadu k páteři v celém rozsahu, od kosti křížové kraniálně až po záhlaví. Protože jejich oboustranná akce vzpřimuje trup (a zaklání hlavu), označuje se celek



jako m. erector trunci (et capitis). Původní segmentace epaxiálního svalstva se v m. erector trunci udržuje jen v nejhlubších vrstvách, v povrchových složkách vymizela; svalové snopce jdou podle toho jednak k sousedním obratlům, jednak přes obratle přebíhají a upínají se až k obratlům dalším. Celkem se v m. erector trunci rozlišují od povrchu do hloubky čtyři systémy; každý z nich má jiný průběh a tedy i jinou funkci. Nejvíce k povrchu je systém **spinotransverzální** – snopce probíhají od trnových výběžků vzhůru přes více obratlů k příčným výběžkům obratlů kraniálnějších.

Spinotransversální systém vytváří podél páteře svalové celky – m. splenius, m. longissimus a m. iliocostalis.

Funkce: Při oboustranné akci – vzpřímení páteře a zaklání hlavy. Při jednostranné akci – úklon páteře a rotaci na stranu působícího svalu (Čihák, 2001).

Lokalizace elektrod: viz níže, umístění dle Travella a Simonse (Travell, Simons 1983)

Obr. č. 22 m. erector trunci (oblast L2) (Travell, Simons, 1999)

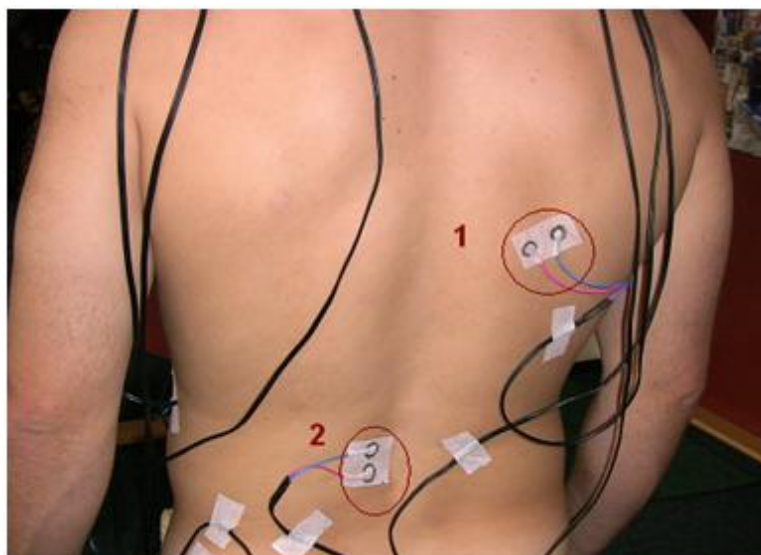
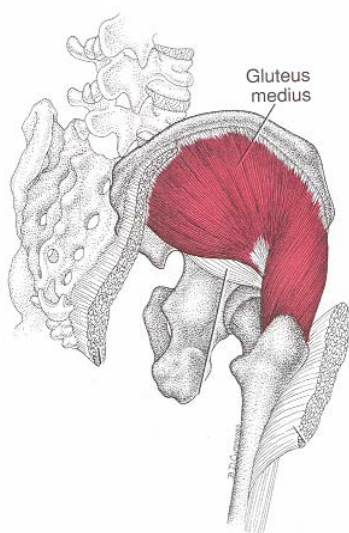


Foto. č. 1 lokalizace elektrod na těle u probanda T. B. – 1: *m. latissimus dorsi dex.*; 2: *m. erector trunci (oblast L2) sin.*

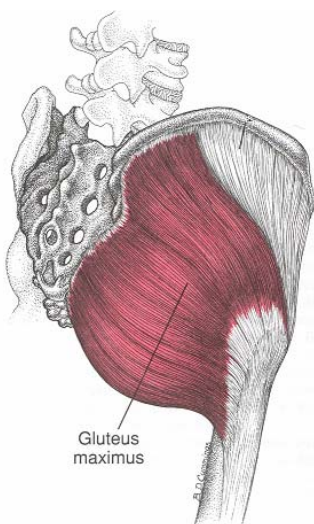
3) Musculus gluteus medius

Začátek svalu: Zevní plocha lopaty kyčelní kosti mezi linea glutea posteriori a linea glutea anterior, kraniálně až ke crista iliaca.

Úpon svalu: Přední, zadní a horní okraj velkého trochanteru.

Funkce: Přední snopce – vnitřní rotace kyčelního kloubu. Střední snopce – abdukce kyčelního kloubu. Zadní snopce – zevní rotace kyčelního kloubu. Možností akce ve více směrech je tento sval významný při chůzi a při udržování rovnováhy stojícího těla, neboť se účastní flexe i extenze kyčle (Čihák, 2001).

Lokalizace elektrod: viz níže, umístění dle Travella a Simonse (Travell, Simons 1983)



Obr. č. 23 *m. gluteus medius* (Travell, Simons, 1999)

4. Musculus gluteus maximus

Začátek svalu: Lopata kyčelní, dorsálně od linea glutea posterior, okraj kosti křížové a kostrče, lig. sacrotuberale a povrchový list thorakolumbální fascie. Snopce jdou ve směru čáry spojující spina iliaca posterior superior s hrotem trochanter major.

Úpon svalu: Zadní okraj velkého trochanteru a pod ním tuberositas gluten. Část snopců vyzařuje do stehenní fascie a do tractus iliotibialis

Funkce: Zadní snopce svalu – extenze a zevní rotace kyčelního kloubu. Přední snopce svalu – abdukce stehna. Snopce s úponem na tuberositas glutea – addukce stehna. Sval je velmi důležitým činitelem při udržení vzpřímené postavy, je hlavním extensorem kyčelního kloubu. Při předklonu nese značnou část váhy trupu. Tahem za tractus iliotibialis pomáhá fixovat extenzi kolena, nutnou pro udržení vzpřímeného stoje (Čihák, 2001).

Lokalizace elektrod: viz níže, umístění dle Travella a Simonse (Travell, Simons 1983)

Obr. č. 24 m. *gluteus maximus* (Travell, Simons, 1999)

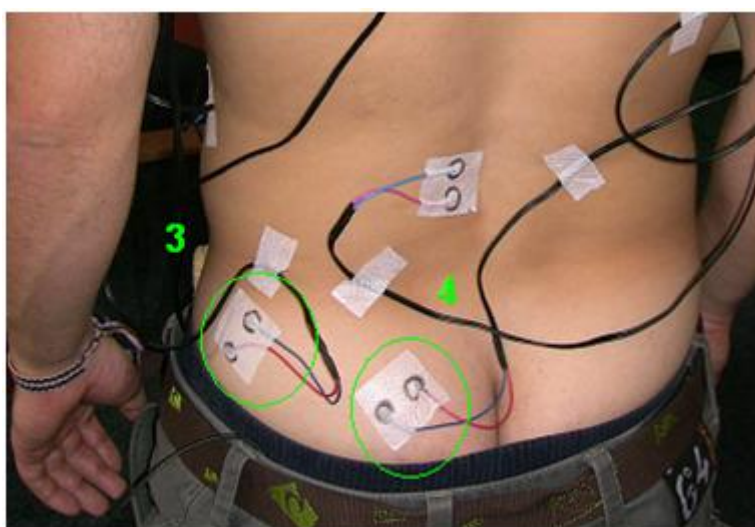
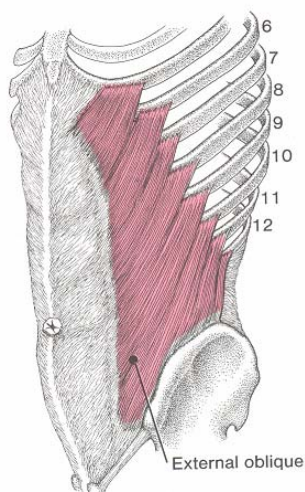


Foto. č. 2 lokalizace elektrod na těle u probanda T. B. – 3: m. *gluteus medius* sin.; 4: m. *gluteus maximus* sin.



5) Musculus obliquus externus abdominis

Začátek svalu: Osm zubů na osmi kaudálních žebrech.

Úpon svalu: Zadní a kaudální snopce na labium externum cristae iliacae. Ostatní snopce přecházejí zevně od m. rectus abdominis

v aponeurosis musculi obliqui externi, která tvoří povrch předního listu pochvy přímého svalu a upíná se do linea alba. Dolní okraj aponeurosy je zesílen, napjat od spina iliaca anterior superior k tuberculum pubicum; nazývá se ligamentum inguinale.

Funkce: 1. při oboustranné kontrakci je tento sval synergista m. rectus abdominis, 2. při jednostranné kontrakci uklání páteř na stranu kontrahovaného svalu a rotuje páteř s hrudníkem na stranu protilehlou, 3. účastní se břišního lisu (Čihák, 2001).

Lokalizace elektrod: viz níže, umístění dle Travella a Simonse (Travell, Simons 1983)

Obr. č. 25 m. obliquus abdominis externus (Travell, Simons, 1999)

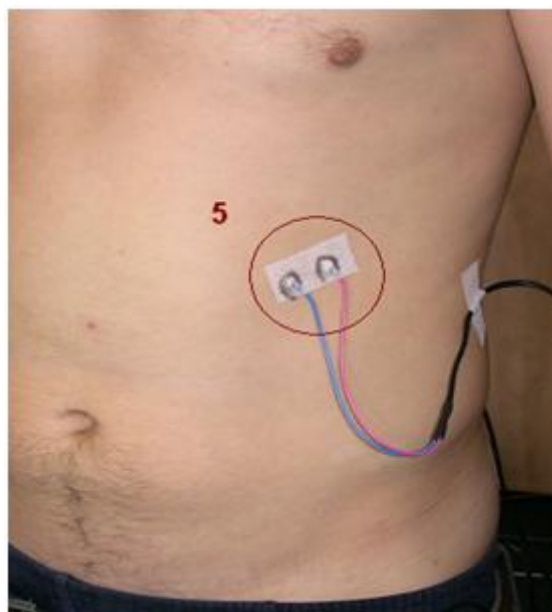
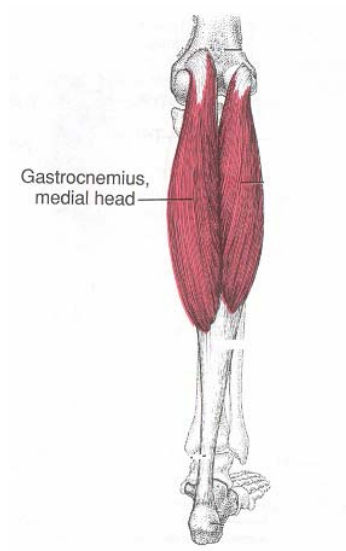


Foto. č. 3 lokalizace elektrod na těle u probanda T. B. – 5: m. obliquus abdominis externus sin.

6) Musculus gastrocnemius (caput mediale)

Povrchová složka trojhlavého svalu je musculus gastrocnemius, s dvěma hlavami – caput mediale a caput laterale.

Začátek svalů: horní okraj medialního kodylu femuru. Obě hlavy vytvářejí bříška patrná na reliéfu lýtky (vnitřní bříško dosahuje distálněji); obě hlavy distálně přecházejí v mohutnou šlachy tendo calcaneus (tendo Achillis).

Úpon svalů: Achillovou šlachou na tuber calcanei – sval se upíná až na dolní konec zadní plochy tuber.

Funkce: Sval jako celek: plantární flexe nohy. M.

gastrocnemius: pomocná flexe kolena. M. triceps surae zdvíhá tělo při chůzi, udržuje správnou pozici bérce vůči noze (posturální sval) (Čihák, 2001).

Lokalizace elektrod: viz níže, umístění dle Travella a Simonse (Travell, Simons 1983)

Obr. č. 26 m. gastrocnemius (caput mediale) (Travell, Simons, 1999)

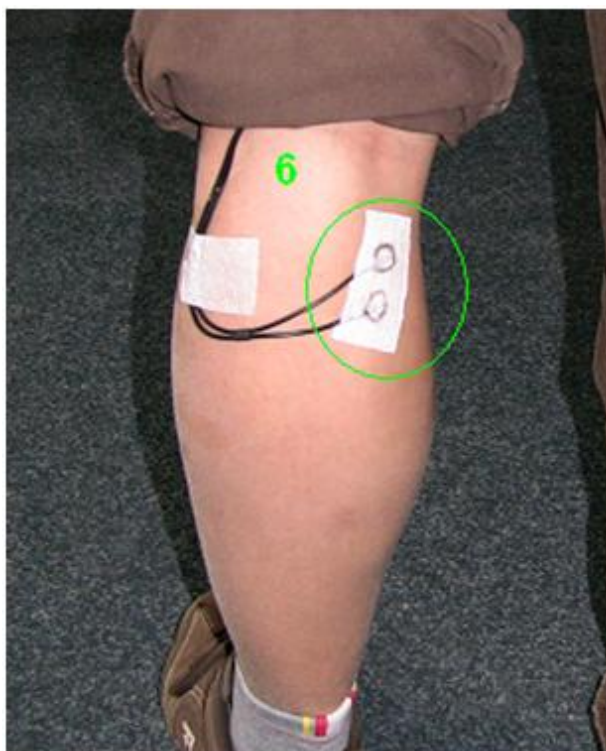
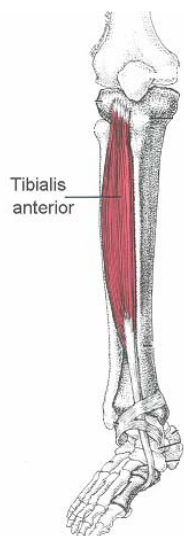


Foto. č. 4 lokalizace elektrod na těle u probanda J. P. – 6: m. gastrocnemius (caput mediale)sin.

7) Musculus tibialis anterior

Začátek svalu: proximální dvě třetiny laterální plochy tibie a přilehlá část membrána interossea.

Úpon svalu: plantární strana os cuneiforme mediale a baze 1. metatarsu.

Funkce: dorsální flexe (extenze) nohy a vytáčení tibiálního okraje nohy vzhůru – supinace nohy (Čihák, 2001).

Lokalizace elektrod: viz níže, umístění dle Travella a Simonse (Travell, Simons 1983)

Obr. č. 27 m. tibialis anterior (Travell, Simons, 1999)



Foto. č. 5 lokalizace elektrod na těle u probanda T. B. – 7: m. tibialis anterior sin.

5.6 Technika samotného měření a její popis

Naše měření probíhalo následujícím popsáním způsobem:

- Na těle jsme stanovili nejvhodnější místa pro aplikaci povrchových elektrod. Tato místa jsme vybrali pomocí fyzioterapeutických vyšetřovacích postupů a metod (svalový test dle Jandy, simulace požadovaného pohybu a současná palpce svalů).
- Místa pro umístění elektrod jsme před samotnou aplikací očistili lihem a nanесли kontaktní gel, poté byly umístěny elektrody na označená místa.
- Provedli jsme kalibraci stroje, a poté několik testovacích měření za účelem získání reliability výsledků měření.
- Následovalo vlastní měření. Pro jednoho probanda jsme zvolili časové rozmezí měření přibližně 3 hodiny.
- Každý proband provedl 15 kroků jednou končetinou v 5 pokusných měření. Pro analýzu jsme tedy získali 75 krokových cyklů.

- 13 krokových cyklů bylo z analýzy vypuštěno. (nepoužitelné krokové cykly byly zřejmě zapříčiněny nedostatečnými terénními tvary povrchu).

5.6.1 Vybraný pohyb pro měření

Nordic Walking – pro měření jsme vybrali chůzi za použití speciálních holí. Tento pohyb jsme testovali do mírného kopce o stoupání cca 10°. Srovnávacím pohybem byla volná bipedální chůze, kterou jsme testovali na stejném úseku.

5.6.2 Popis použitého vybavení a místa měření

Celé měření se odehrávalo v parku nacházejícím se u vodní nádrže Džbán v Praze 6, v blízkosti FTVS UK, na travnatém terénu v podmínkách, které jsou prakticky možné pro provádění severské chůze – Nordic Walkingu. Při výzkumu jsme použili celokarbonové dvoudílné hole Exel Nordic Walker Costumfit.

5.6.3 Stanovení významných začátků a ukončení aktivace svalů

Expertní posouzení techniky pohybu při NW, volné chůzi a také průběhu EMG křivky budeme posuzovat pomocí kombinace kvalitativně – kvantitativního posouzení.

Při evaluaci křivky vycházíme z 10% hodnoty na ose y. Jako 100% je stanovena výška amplitudy tzv. maximálního relativního peaku, jak ukazuje obrázek číslo 28. Tímto postupem snižujeme chybu způsobenou zápisem EMG potenciálů a přítomného šumu, omezujeme i vliv stálého, snad posturálního, EMG potenciálu. Na základě takto stanovených významných začátků a ukončení aktivace jsme schopni posoudit timing nástupu a odeznění aktivace mezi jednotlivými svaly. Z této skutečnosti plyne výhodnost použití povrchového EMG in vivo pouze při intraindividuálním sledování, tedy i při srovnávací analýze, kterou náš výzkum je (Véle, 2005 in Tlašková, 2008).



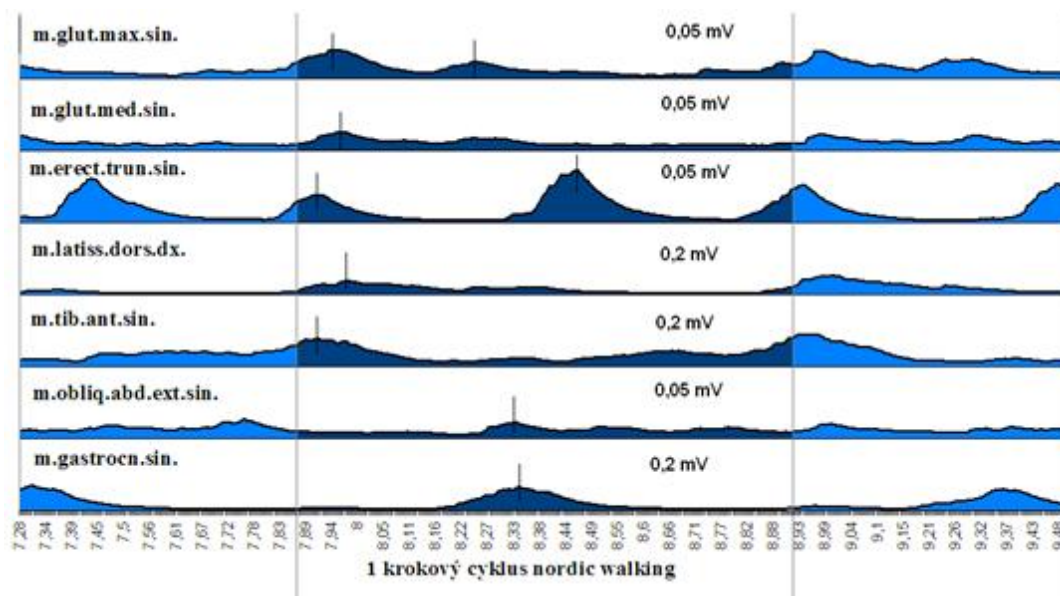
Obr. č. 28 Kombinace kvalitativně – kvantitativního vyhodnocení dat. Stanovení rozhodující aktivace svalu dle 90% relativního maxima EMG křivky (De Luca 2003)

5.7 Způsob vyhodnocení a interpretace dat

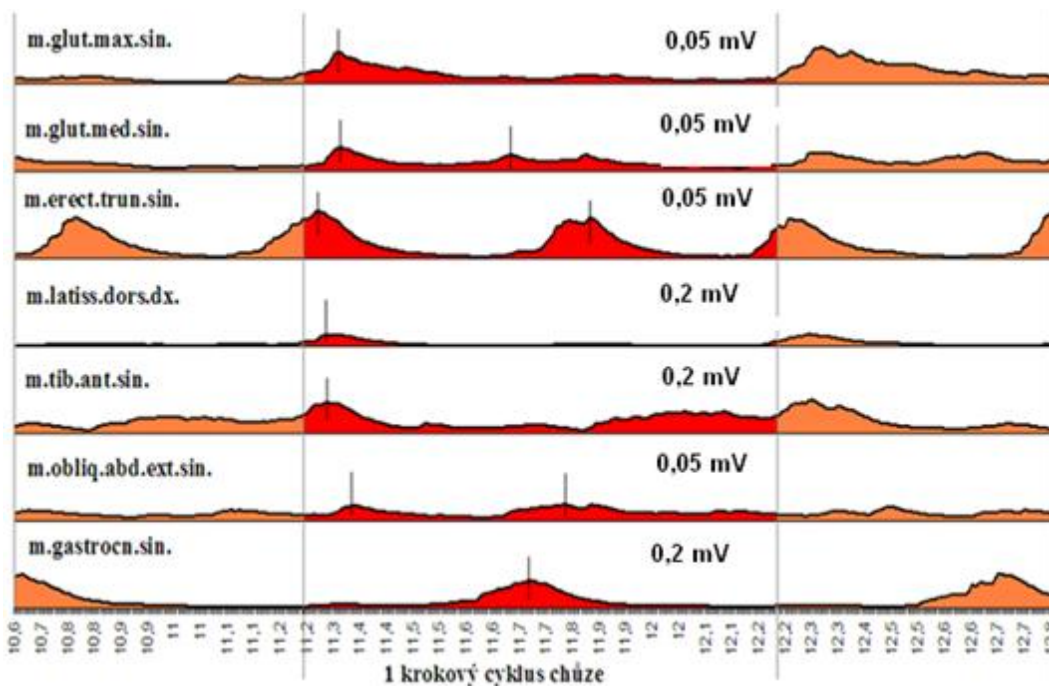
- Stanovili jsme pořadí lokálních maxim sledovaných svalů v rámci jednoho krokového cyklu.
- Nalezli jsme významné začátky a ukončení aktivace svalů metodou 10% úrovně relativního peaku.
- Sjednotili jsme časové osy pro porovnání křivek EMG aktivity sledovaných svalů v rámci jednoho krokového cyklu
- Vzájemně jsme porovnali korelační matice křivek EMG mezi jednotlivými sledovanými svaly
- K odpovídajícím místům v EMG grafech jsme přiřadili diferencované pozice klíčových míst pohybu získaných z videozáznamu. Pro intraindividuální porovnání EMG grafů jsme záznamy převedli na společnou citlivost snímacích kanálů (v případě nutnosti změny jejich citlivosti mezi měřeními pro dosažení náboru kvalitních EMG křivek).

6. VÝSLEDKY PRÁCE

V grafu 1 a 2 porovnáváme intraindividuálně plochy pod EMG křivkou v rámci jednoho krokového cyklu při Nordic Walking (modře) a při volné bipedální chůzi (červeně) u probanda T. B. V grafech jsou uvedeny i pozice lokálních maxim EMG křivky v rámci sledovaného kroku.



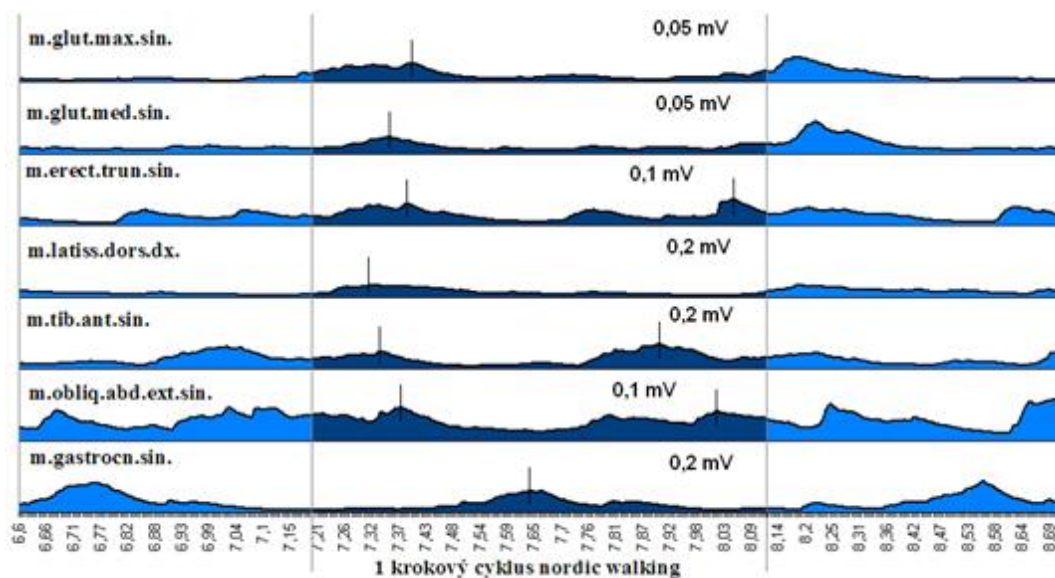
Graf č. 1 Jeden krokový cyklus NW u probanda T.



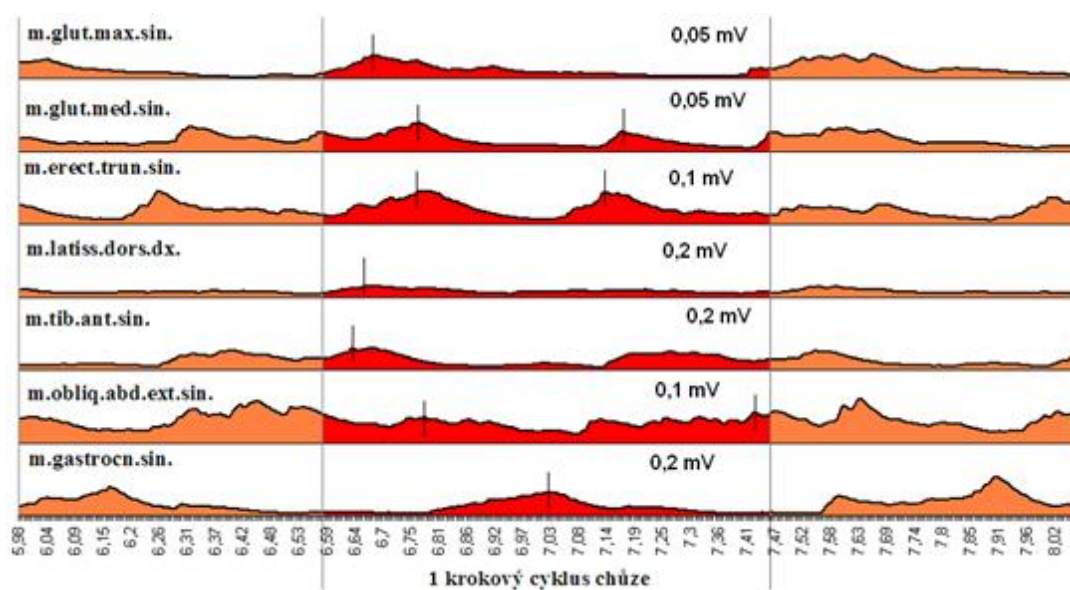
B.

Graf č.2 Jeden krokový cyklus chůze u probanda T. B.

V grafu 3 a 4 porovnáváme intraindividuálně plochy pod EMG křivkou v rámci jednoho krokového cyklu při Nordic Walking (modře) a při volné bipedální chůzi (červeně) u probanda J. P. V grafech jsou uvedeny i pozice lokálních maxim EMG křivky v rámci sledovaného kroku.

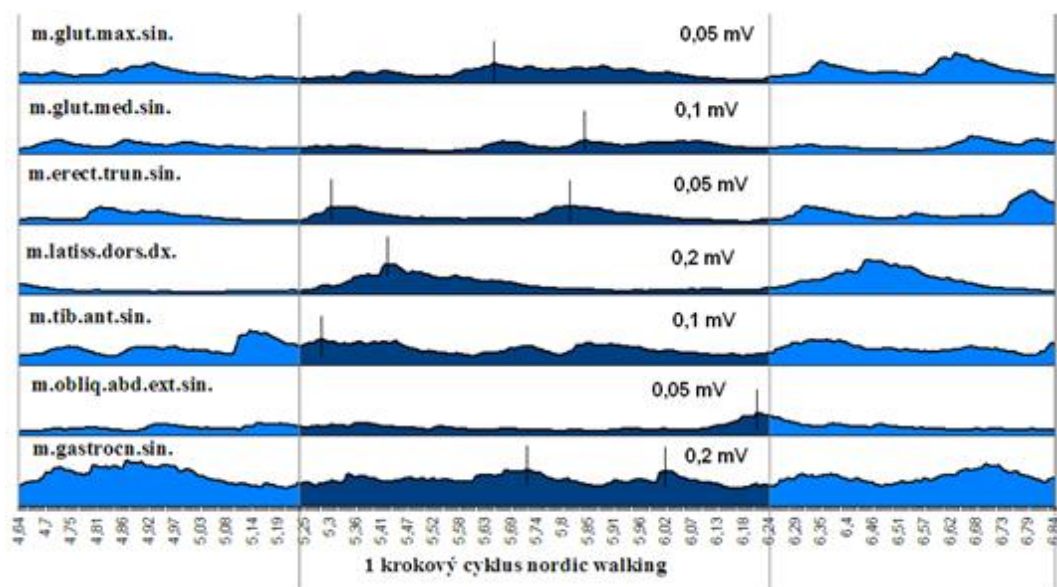


Graf č. 3 Jeden krokový cyklus NW u probanda J. P.

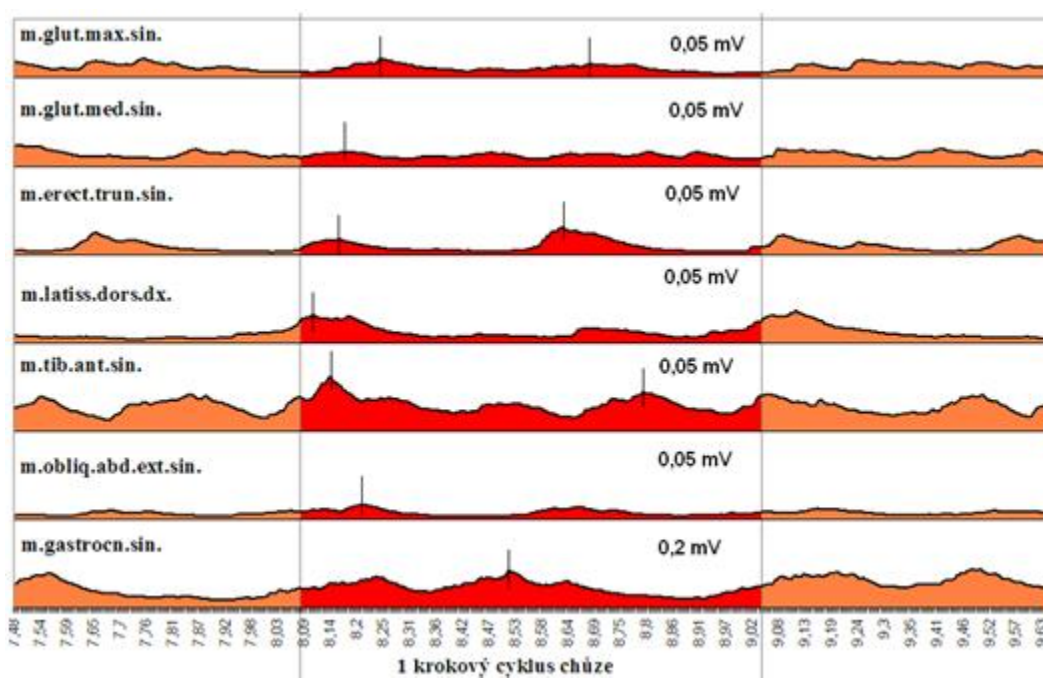


Graf č. 4 Jeden krokový cyklus chůze u probanda J. P.

V grafu 5 a 6 porovnáváme intraindividuálně plochy pod EMG křivkou v rámci jednoho krokového cyklu při Nordic Walking (modře) a při volné bipedální chůzi (červeně) u probanda V. P. V grafech jsou uvedeny i pozice lokálních maxim EMG křivky v rámci sledovaného kroku.

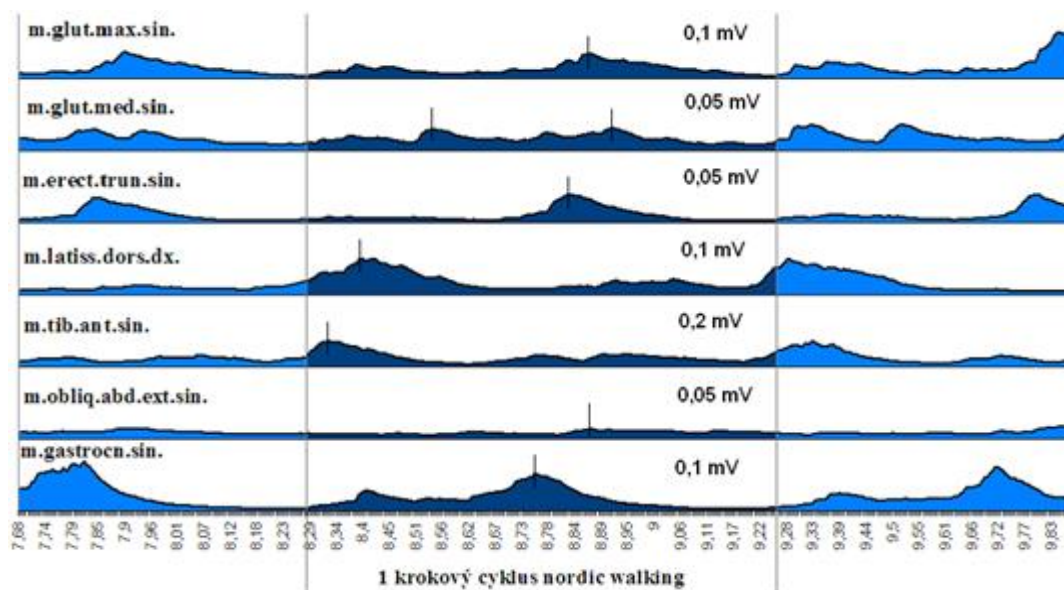


Graf č. 5 Jeden krokový cyklus NW u probanda V. P.

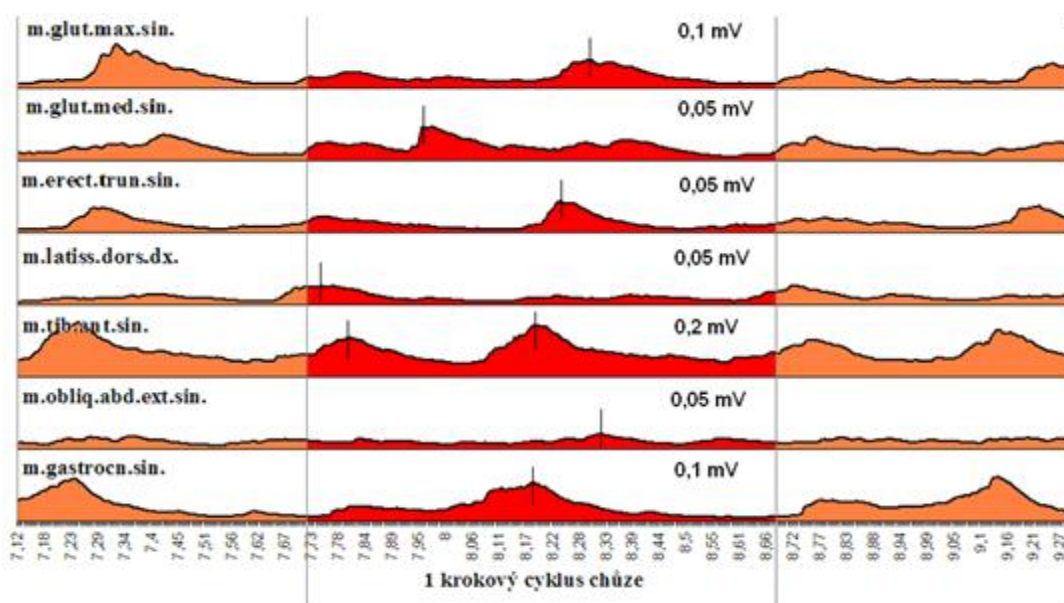


Graf č. 6 Jeden krokový cyklus chůze u probanda V. P.

V grafu 7 a 8 porovnáváme intraindividuálně plochy pod EMG křivkou v rámci jednoho krokového cyklu při Nordic Walking (modře) a při volné bipedální chůzi (červeně) u probanda K. T. V grafech jsou uvedeny i pozice lokálních maxim EMG křivky v rámci sledovaného kroku.

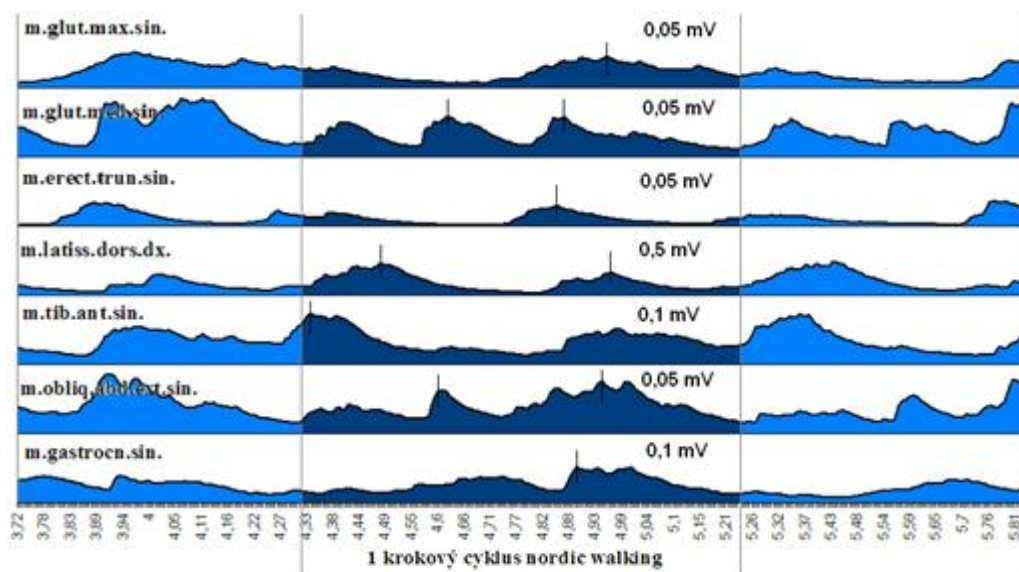


Graf č. 7 Jeden krokový cyklus NW u probanda K. T.

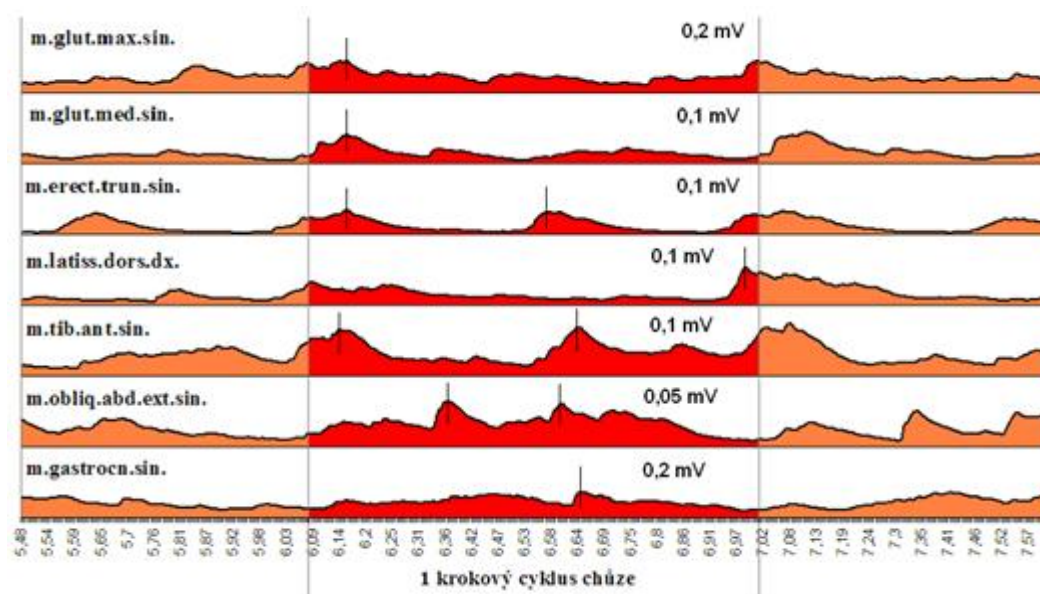


Graf č. 8 Jeden krokový cyklus chůze u probanda K. T.

V grafu 9 a 10 porovnáváme intraindividuálně plochy pod EMG křivkou v rámci jednoho krokového cyklu při Nordic Walking (modře) a při volné bipedální chůzi (červeně) u probanda M. CH. V grafech jsou uvedeny i pozice lokálních maxim EMG křivky v rámci sledovaného kroku.

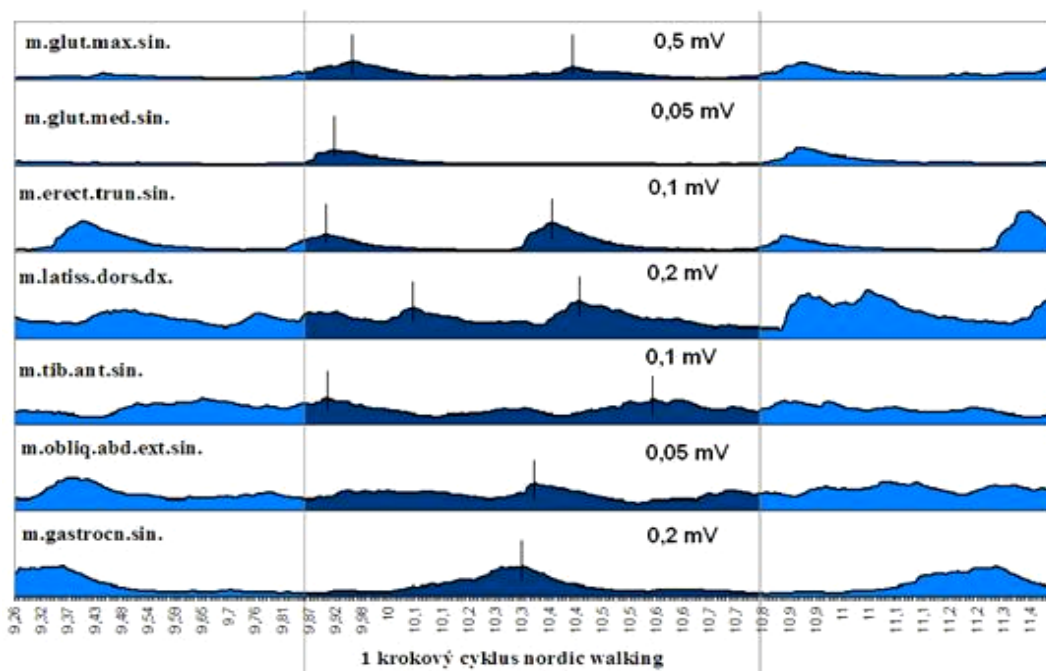


Graf č. 9 Jeden krokový cyklus NW u probanda M. CH.

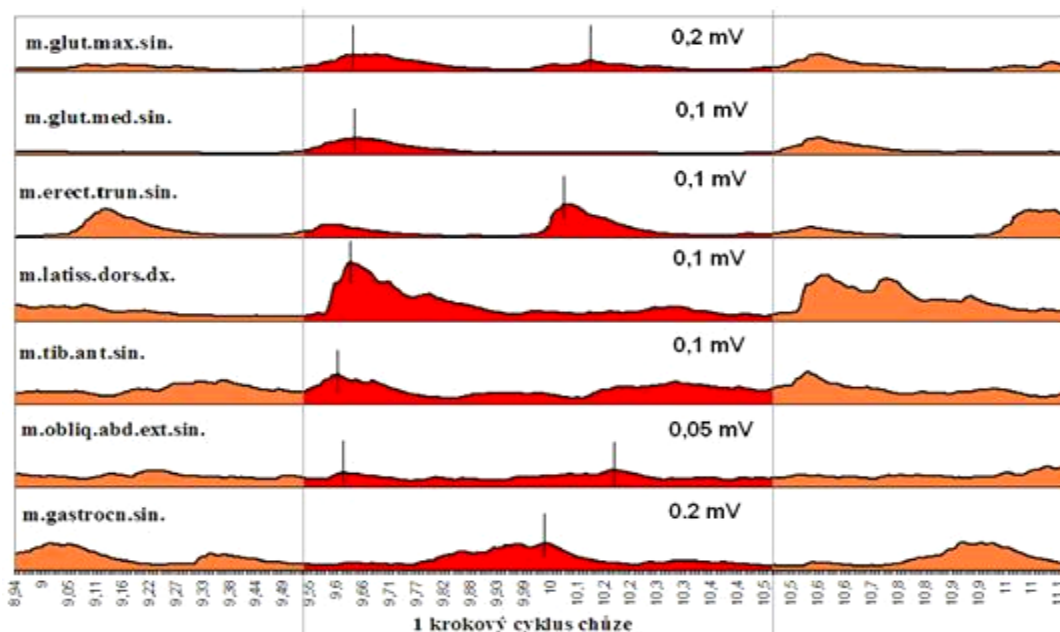


Graf č. 10 Jeden krokový cyklus chůze u probanda M. CH.

V grafu 11 a 12 porovnáváme intraindividuálně plochy pod EMG křivkou v rámci jednoho krokového cyklu při Nordic Walking (modře) a při volné bipedální chůzi (červeně) u probanda K. K. V grafech jsou uvedeny i pozice lokálních maxim EMG křivky v rámci sledovaného kroku.



Graf č. 11 Jeden krokový cyklus NW u probanda K. K.



Graf č. 12 Jeden krokový cyklus chůze u probanda K. K.

Pro další zpracování a porovnávání výsledků výzkumu byli vybráni 2 probandi. Rozšíření počtu probandů, u kterých by byla zpracovávána data, by bylo nad rámec možností diplomového úkolu a mohlo by mít negativní vliv na kvalitu zpracování výsledků. Jeden muž – proband T. B. a jedna žena – proband J. P. u těchto dvou probandů jsme provedli vzájemné porovnání křivek EMG aktivity sledovaných svalů v rámci jednoho krokového cyklu při

Nordic Walking a volné chůzi se sjednocením časových os, jako v předešlých grafech jsme zde vyznačili lokální maxima EMG křivek a pak jsme v tabulce zaznamenali pořadí pozic lokálních maxim EMG křivky v rámci sledovaného krokového cyklu. Dále jsme stanovili významné začátky a ukončení aktivace svalů pro možnost vyhodnocení společné nebo odlišné práce sledovaných svalů každého probanda. Nakonec jsme v tabulce zaznamenali korelační matice křivek EMG mezi jednotlivými sledovanými svaly jak u volné chůze, tak u NW.

Hodnoty korelační matice křivek EMG:

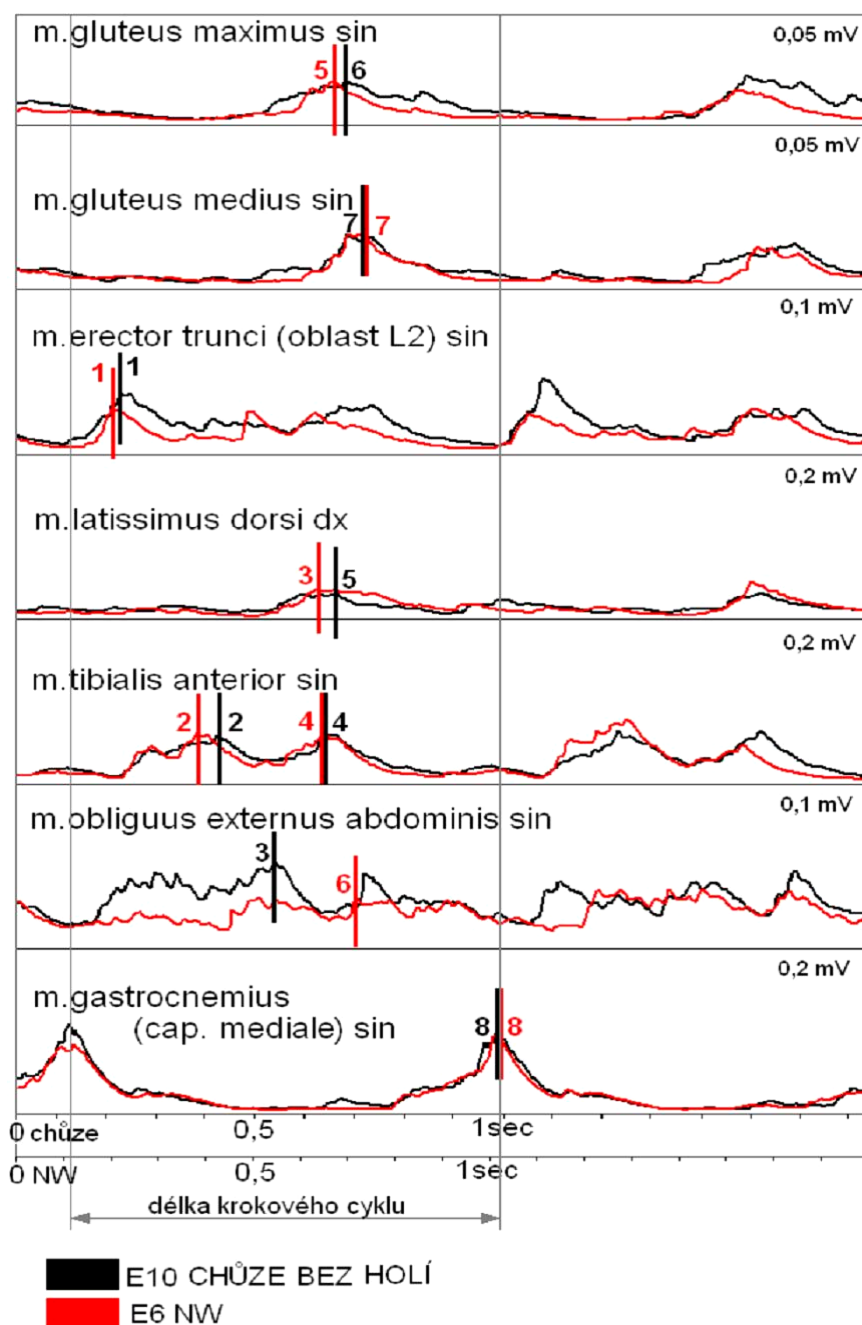
0,1 – 0,7 – významně vysoká míra korelace

0,7 – 0,3 – středně vysoká míra korelace

0,3 – 0 – nevýznamná míra korelace

Záporné hodnoty vyznačují práci svalů proti sobě.

Graf 13 ukazuje rozložení timingu sledovaných svalů v rámci krokového cyklu při Nordic Walking a volné chůzi u probanda J. P. Časové osy obou sledovaných aktivit byly uvedeny do stejné dimenze a sjednoceny podle krokových fází u probanda J. P. v grafu jsou zaznamenány i lokální maxima EMG křivky v rámci sledovaného krokového cyklu.



Graf č. 13 Vzájemné porovnání křivek EMG aktivity sledovaných svalů v rámci jednoho krokového cyklu při Nordic Walking a volné chůzi u probanda J. P. se sjednocením časových os. V grafech jsou uvedeny i pozice lokálních maxim EMG křivky v rámci sledovaného kroku u probanda J. P.

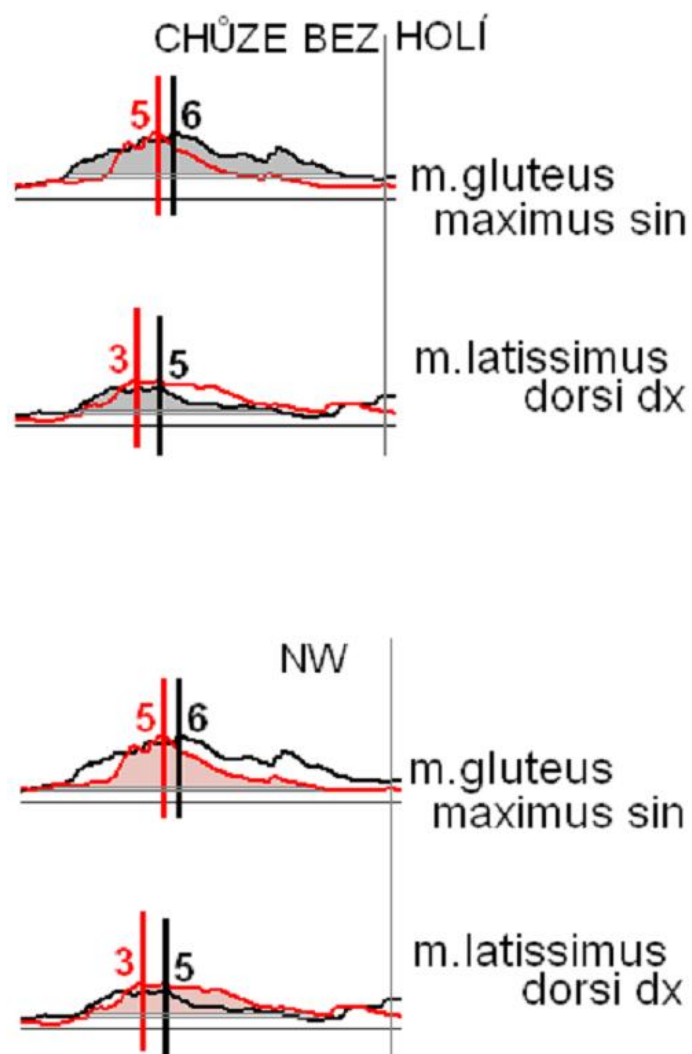
Tabulka 1 ukazuje pořadí pozic lokálních maxim EMG křivky v rámci sledovanéhokrokového cyklu u probanda J. P.

Svaly	NW	Chůze
-------	----	-------

<i>m. gluteus maximus sin</i>	5	6
<i>m. gluteus medius sin</i>	7	7
<i>m. erector trunci (oblast L2)sin</i>	1	1
<i>m. latissimus dorsi dex</i>	3	5
<i>m. tibialis anterior sin</i>	2; druhý peak 4	2; druhý peak 4
<i>m. obliquus abdominis externus sin</i>	6	3
<i>m. gastrocnemius (caput mediale)sin</i>	8	8

Tabulka č. 1 Pořadí pozic lokálních maxim EMG křivky v rámci sledovaného krokového cyklu u probanda J. P.

Graf č. 14 ukazuje stanovení významných začátků a ukončení aktivace svalů pro možnost vyhodnocení společné nebo odlišné práce sledovaných svalů probanda J. P.



Graf č. 14 Stanovení významných začátků a ukončení aktivace svalů probanda J. P.

Tabulka č. 2 ukazuje korelační matice křivek EMG mezi jednotlivými sledovanými svaly u probanda J. P. při Nordic walking.

KORELACE	1. m.glut.max .sin.	2. m.glut.med .sin.	3. m.erec.tu n.sin.	4. latiss.dors. dx.	5. tib.ant. sin.	6. obliq.abd.e xt.sin.	7. gastro. sin.
1. m.glut.max .sin.	1	0,662	0,52	0,789	0,34	0,204	-0,234
2. m.glut.med .sin.		1	0,439	0,706	0,349	0,301	-0,133
3. m.erec.tu n.sin.			1	0,453	0,281	0,53	-0,232
4. latiss.dors. dx.				1	0,352	0,146	-0,105
5. tib.ant. sin.					1	0,263	-0,307
6. obliq.abd. ex. sin.						1	-0,178
7. gastro.sin.							1

Tab. 2: Korelační matice křivek EMG mezi jednotlivými sledovanými svaly u probanda J. P. při NW

Z tabulky č. 2 je patrná:

Významně vysoká korelace dvojic svalů (modře):

m. gluteus maximus sin. – m. latissimus dorsi dx.

m. gluteus medius sin – m. latissimus dorsi dx

Středně vysoká korelace dvojic svalů je znázorněna (žlutě):
(viz tabulka 2.)

Tabulka č. 3 ukazuje korelační matice křivek EMG mezi jednotlivými sledovanými svaly u probanda J. P. u volné chůze.

KORELAC E	1. m.glut.ma x.sin.	2. m.glut.med .sin.	3. m.erect.tru n.sin.	4. latiss.dors. dx.	5. tib.ant. sin.	6. obliq.abd.e xt.sin.	7. gastro. sin.
1. m.glut.max .sin.	1	0,661	0,470	0,673	0,193	0,206	-0,066
2. m.glut.med .sin.		1	0,565	0,647	0,338	0,414	-0,109
3. m.erect.tru n.sin.			1	0,625	0,218	0,404	-0,217
4. latiss.dors. dx.				1	0,413	0,280	-0,062
5. tib.ant. sin.					1	0,335	-0,432
6. obliq.abd.e xt. sin.						1	-0,197
7. gastro.sin.							1

Tab. 3: Korelační matice křivek EMG mezi jednotlivými sledovanými svaly u probanda J. P. u volné chůze

Z tabulky č. 3 je patrná:

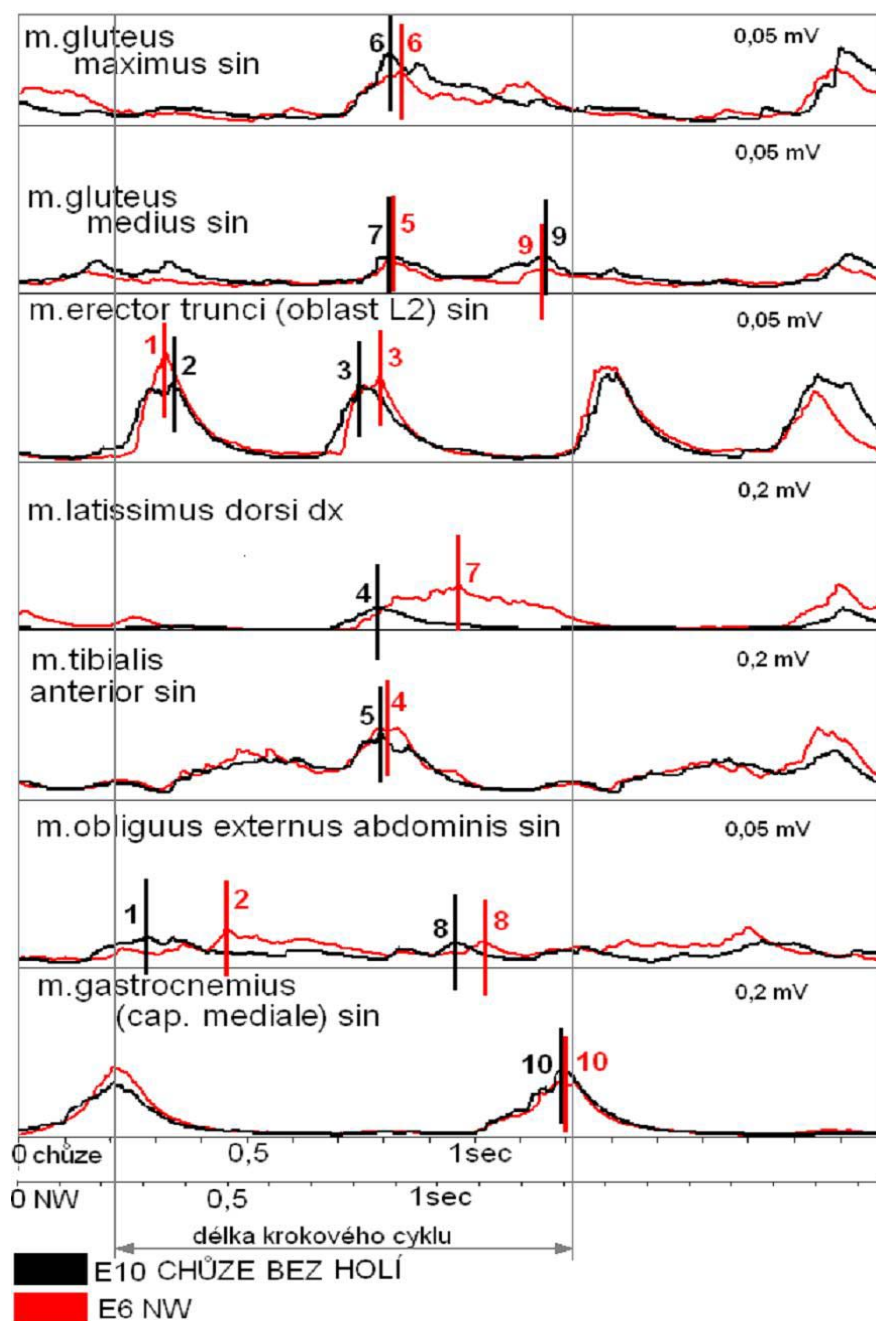
Středně vysoká korelace dvojic svalů je znázorněna (žlutě):

(viz tabulka 3.)

Významně vysoká korelace dvojic svalů (modře):

(zjištěna nebyla)

Graf 15 ukazuje rozložení timingu sledovaných svalů v rámci krokového cyklu při Nordic Walking a volné chůzi u probanda T. B. Časové osy obou sledovaných aktivit byly uvedeny do stejné dimenze a sjednoceny podle krokových fází u probanda T. B. v grafu jsou zaznamenány i lokální maxima EMG křivky v rámci sledovaného krokového cyklu.



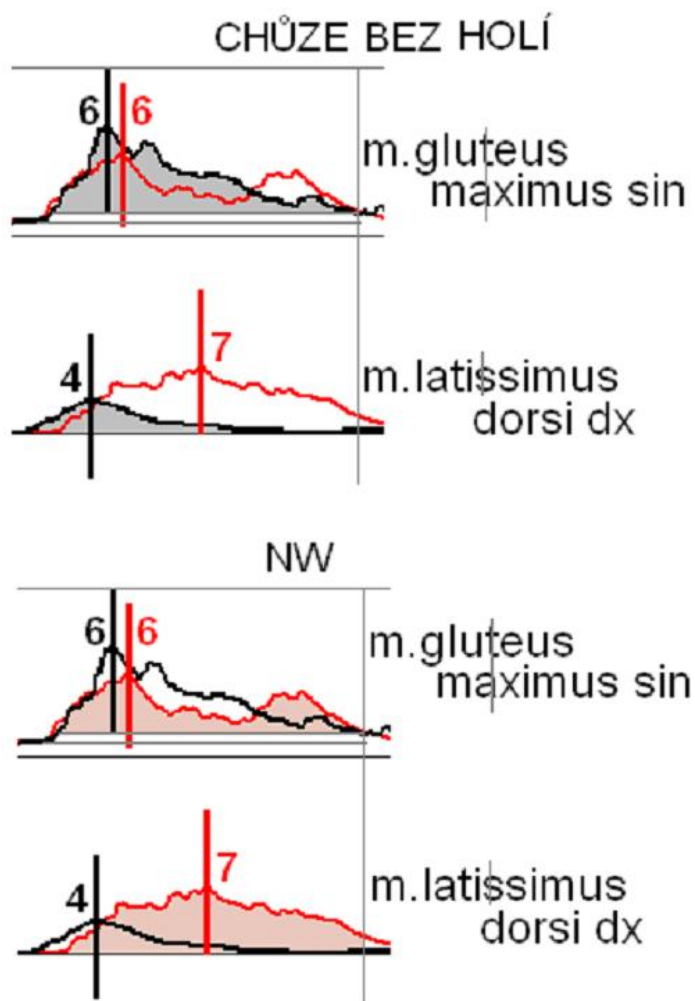
Graf č. 15 Vzájemné porovnání křivek EMG aktivity sledovaných svalů v rámci jednoho krokového cyklu při Nordic Walking a volné chůzi u probanda T. B. se sjednocením časových os. V grafech jsou uvedeny i pozice lokálních maxim EMG křivky v rámci sledovaného kroku u probanda T. B.

Tabulka č. 4 ukazuje pořadí pozic lokálních maxim EMG křivky v rámci sledovaného krokového cyklu u probanda T. B.

Svaly	NW	Chůze
<i>m. gluteus maximus sin</i>	6	6
<i>m. gluteus medius sin</i>	5; druhý peak 9	7; druhý peak 9
<i>m. erector trunci (oblast L2) sin</i>	1; druhý peak 3	2, druhý peak 3
<i>m. latissimus dorsi dex</i>	7	4
<i>m. tibialis anterior sin</i>	4	5
<i>m. obliquus abdominis externus sin</i>	2; druhý peak 8	1; druhý peak 8
<i>m. gastrocnemius (caput mediale)sin</i>	10	10

Tabulka č. 4 Pořadí pozic lokálních maxim EMG křivky v rámci sledovaného krokového cyklu u probanda T. B.

Graf č. 16 ukazuje stanovení významných začátků a ukončení aktivace svalů pro možnost vyhodnocení společné nebo odlišné práce sledovaných svalů probanda T. B.



Graf č. 16 Stanovení významných začátků a ukončení aktivace svalů probanda T. B.

Tabulka č. 5 ukazuje korelační matice křivek EMG mezi jednotlivými sledovanými svaly u probanda T. B. při Nordic walking.

KORELACE	1. m.glut.max.sin.	2. m.glut.med.sin.	3. m.erect.trun.sin.	4. latiss. dors.dx.	5. tib.ant. sin.	obliq.ab
1. m.glut.max. sin.	1	0,704	0,289	0,716	0,53	-0
2. m.glut.med.sin.		1	0,167	0,517	0,269	-0
3. m.erect. trun. sin.			1	0,103	0,344	0,
4. latiss.dors. dx.				1	0,255	-0
5. tib.ant. sin.					1	0,
6. obliq.abd. ext. sin.						
7. gastro. sin.						

Tab. 5: Korelační matice křivek EMG mezi jednotlivými sledovanými svaly u probanda T. B. při NW.

Z tabuky č. 5 je patrná:

Významně vysoká korelace dvojic svalů (modře):

m. gluteus maximus sin. – m. gluteus medius sin.

m. gluteus maximus sin – m. latissimus dorsi dx

Středně vysoká korelace dvojic svalů je znázorněna žlutě:

(viz tabulka 5.

Tabulka č. 6 ukazuje korelační matice křivek EMG mezi jednotlivými sledovanými svaly u probanda T. B. u volné chůze.

KORELACE	1. m.glut.max.sin.	2. m.glut.med.sin.	3. m.erect.trun.sin.	4. latiss.dors.dx.	5. tib.ant. sin.	6. obliq.abd.ext.sin.	7. gastro.sin.
1. m.glut.max. sin.	1	0,739	0,368	0,729	0,418	0,113	
2. m.glut.med. sin.		1	0,256	0,497	0,202	0,194	
3. m.erect.trun. sin.			1	0,564	0,367	0,17	
4. latiss.dors.dx.				1	0,618	0,113	
5. tib.ant.sin.					1	0,194	
6. obliq.abd.ext.sin.						1	
7. gastro.sin.							1

Tab. 6: Korelační matice křivek EMG mezi jednotlivými sledovanými svaly u probanda T. B. u volné chůze

Z tabulky č. 6 je patrná:

Významně vysoká korelace dvojic svalů (modře):

m. gluteus maximus sin. – m. gluteus medius sin.

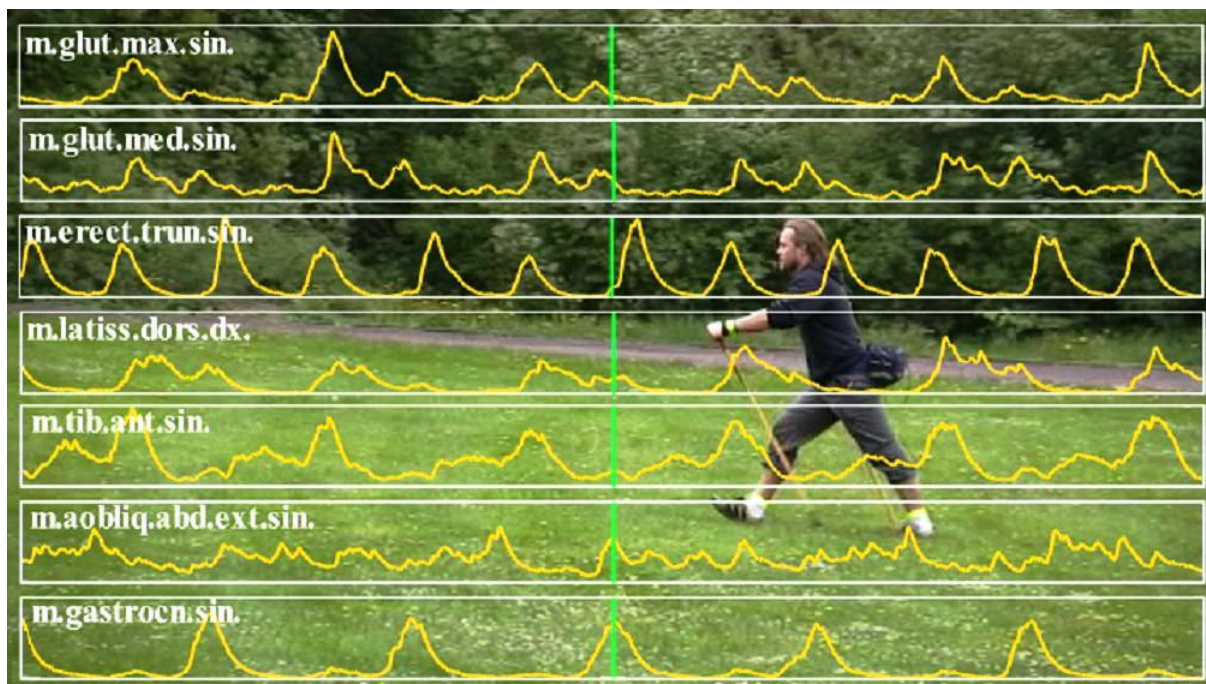
m. gluteus maximus sin – m. latissimus dorsi dx

Středně vysoká korelace dvojic svalů je znázorněna žlutě:

(viz tabulka 6.)

7. DISKUZE

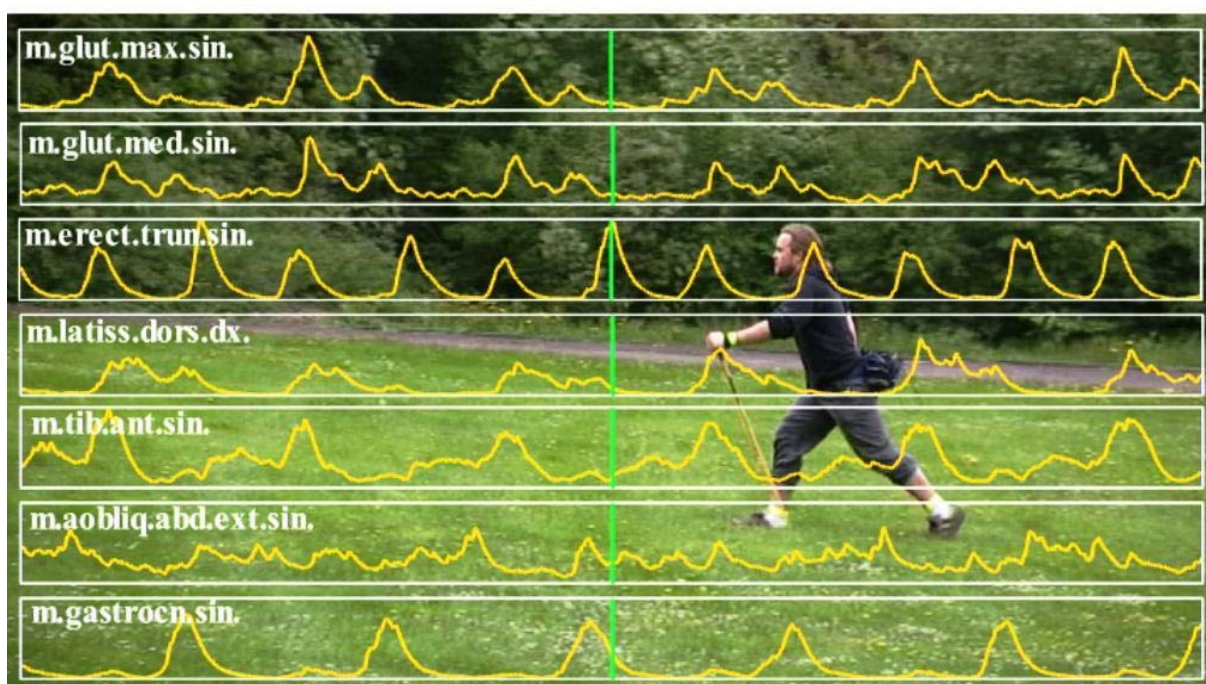
Rozbor kroku Nordic walking pomocí kinematické analýzy u probanda T. B. :



Obr. č. 29 Vyznačení maximálního peaku *m. gastrocnemius sin.*

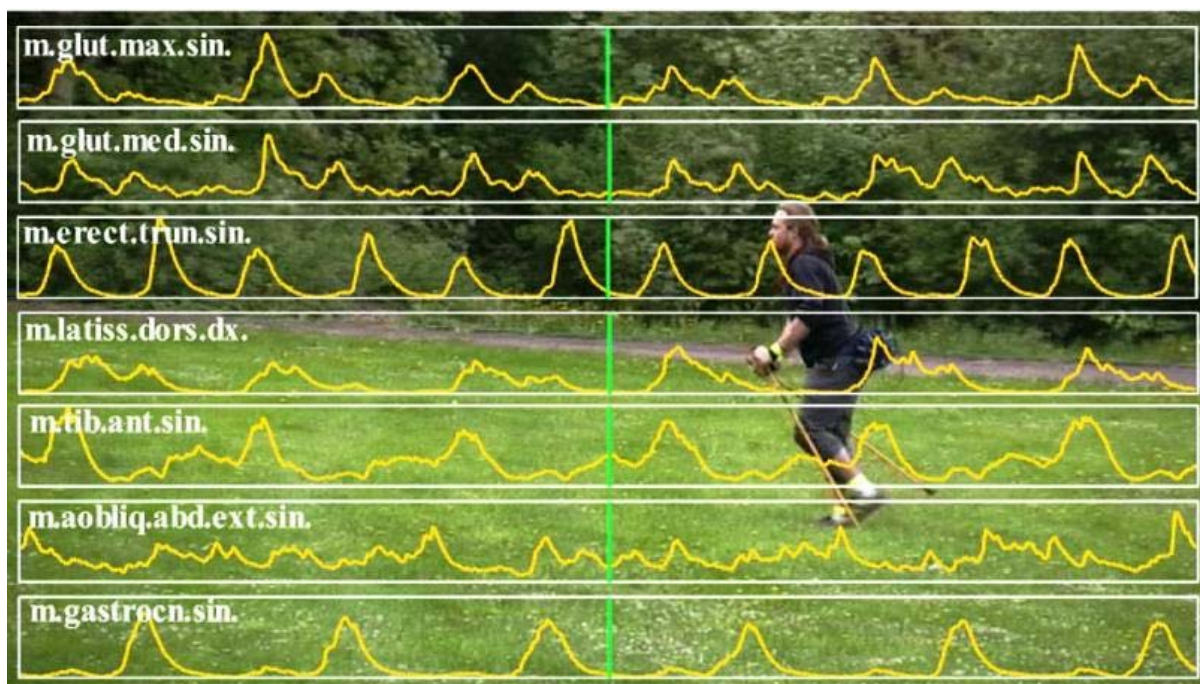
Fáze pohybu, kdy nacházíme lokální maximum EMG křivky u svalu *m. gastrocnemius sin.* dochází k extenzi LDK. Pata se nachází těsně před začátkem zdvihu od země, začíná odrazová fáze DK.

M. gastrocnemius má dvě hlavy, při pohybu pracují současně. Celkově má *m. gastrocnemius* spíše funkci dynamickou (chůze) (Dylevský, 2000, Dungal, 2005).



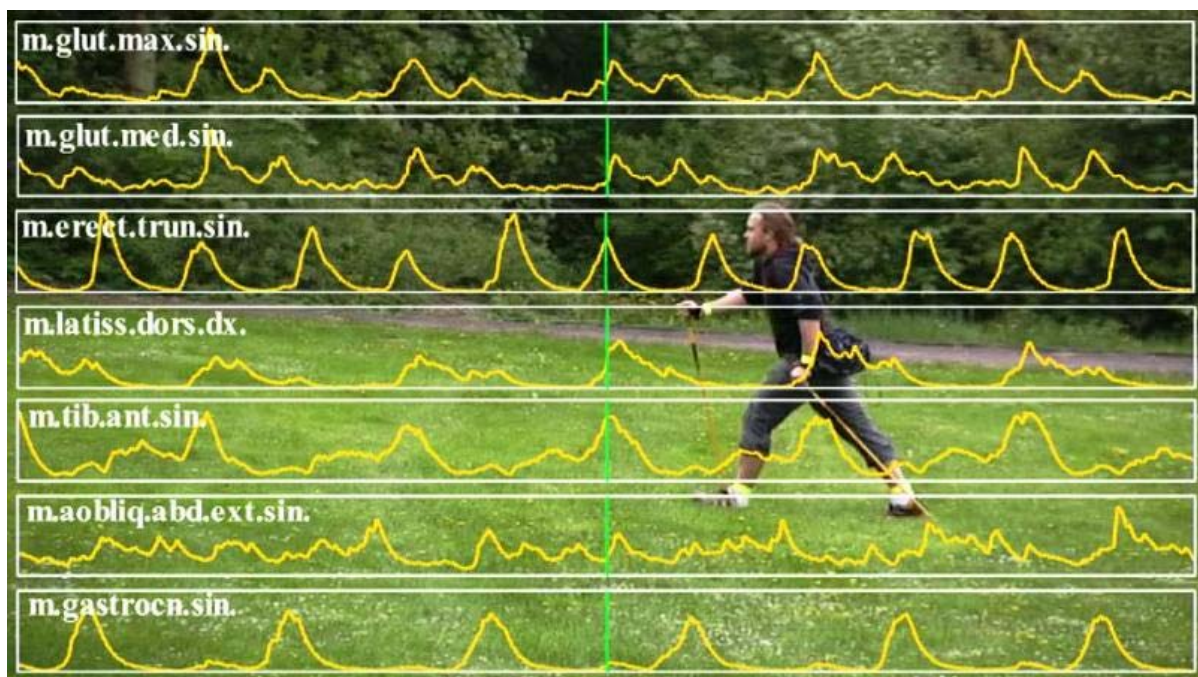
Obr. č. 30 Vyznačení maximálního peaku m. erector trunci sin.

Lokální maximum svalu m. erector trunci sin. se nachází v okamžiku, kdy je přenesena do zad akce z odrazové dolní končetiny a sval tak zřejmě reaguje na zvýšení axiálního tlaku, způsobeného vektorem gravitace a setrvačné síly na straně jedné a vektorem síly odrazu.



Obr. č. 31 Vyznačení maximálního peaku *m. tibialis anterior sin.*

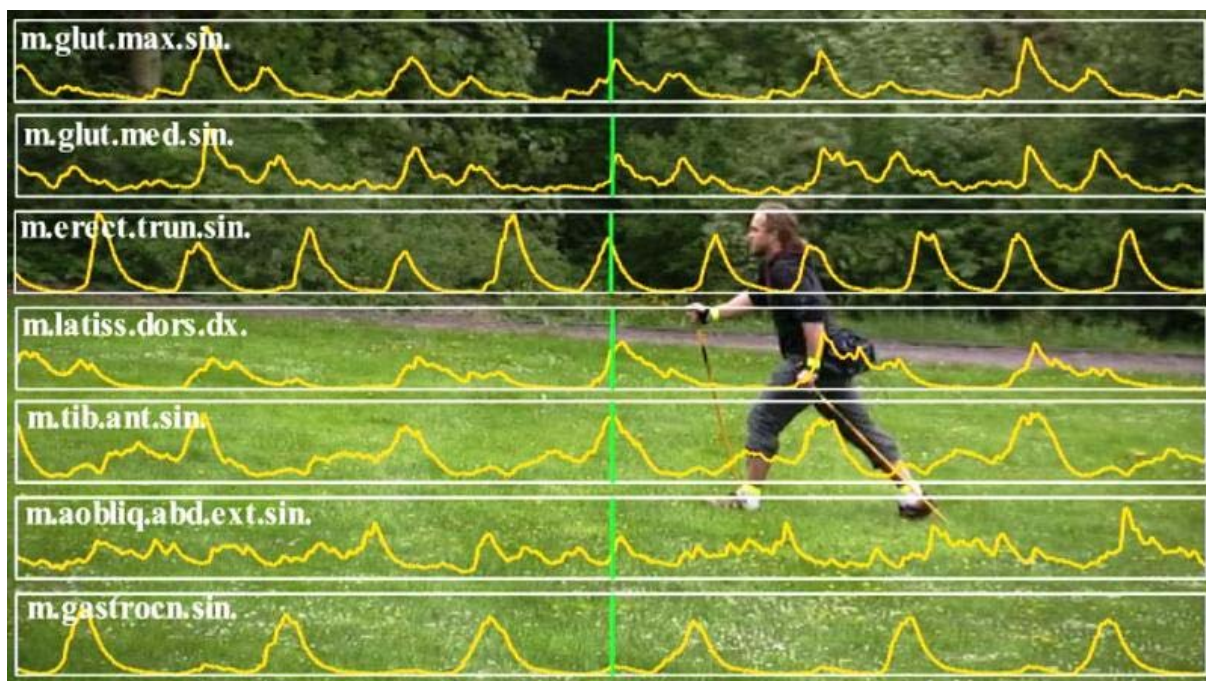
Místo méně výrazného lokálního maxima svalu *m. tibialis anterior sin.* Sval zvedá nohu do dorzální flexe pro přenesení nad podložkou. Toto méně výrazné lokální maximum EMG křivky se pravidelně vyskytuje ve všech krokových cyklech probanda.



Obr. č. 32 Vyznačení maximálního peaku *m. tibialis anterior*, *m. erector trunci sin.*

Místo lokálních maxim svalů *m. tibialis anterior sin.* a *m. erector trunci sin.* *M. tibialis anterior sin.* reguluje postavení nohy a vyrovnává náraz nohy na podložku v okamžiku došlapu na patu. Na tuto akci reaguje zpevněním trupu sval *m. erector trunci sin.* Z timingu svalu *m. erector trunci sin.* vyplývá, že EMG křivka je v rámci kroku dvouvrcholová. Nejedná se však zřejmě o kontralaterálně shodnou činnost svalu. To vyplývá s mírného fázického posunu, kdy k sobě mají blíží peaky mezi odrazem a došlapem DK nežli peaky mezi došlapem a odrazem. Tato skutečnost by však musela být ještě potvrzena sledováním kontralaterální strany. Rozdíly v délce inaktivace svalu mezi oběma stranami trupu jsou způsobeny dvouoporovým postavením, kontaktem paty s podložkou a odrazem od podložky. Oproti volné chůzi bez holí, kdy nacházíme obě lokální maxima přibližně stejně vysoká, se sval zapojuje poněkud výrazněji při odrazové akci DK než při došlapu. To může souviset se dvěma skutečnostmi: intenzivnější odraz DK při zvýrazněném a prodlouženém kroku a se zmírněním nárazu na došlapující patu díky akci kontralaterální HK, opírající se o hůl.

M. tibialis anterior sin. důsledně přenechává prostor pro aktivaci svému antagonistovi - svalu *m. gastrocnemius sin.*, přesně však odpovídá nepatrným peakem na jeho lokální maximum a kontroluje tak dorzální flexi nohy při odrazu. Podobně odpovídá *m. gastrocnemius sin.* při lokálním maximu *m. tibialis anterior sin.*

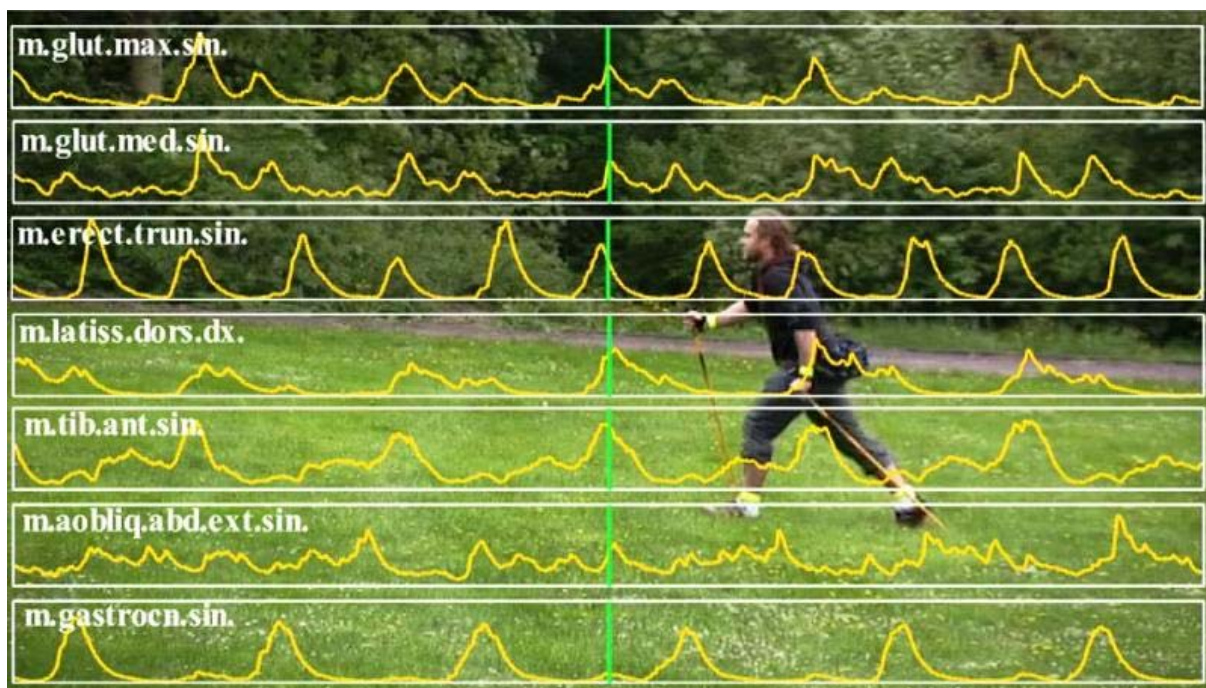


Obr. č. 33 Vyznačení maximálního peaku *m. latissimus dorsi dx.*

Umístění lokálního maxima EMG křivky svalu *m. latissimus dorsi dx.* odpovídá úhlovému postavení v ramenním kloubu při pohybu do extenze, které odpovídá výsledkům předchozích výzkumů (Vystrčilová a kol., 2006, Kračmar a kol., 2007, Vystrčilová a kol., 2008, Suchý, Kračmar, 2006).

Zapojení svalu do pohybu v ramenním kloubu směrem do extenze dochází poměrně pozdě, sval tak využívá optimálního pákového poměru svého úponu. Plocha pod EMG křivkou je celkově větší než u prosté chůze.

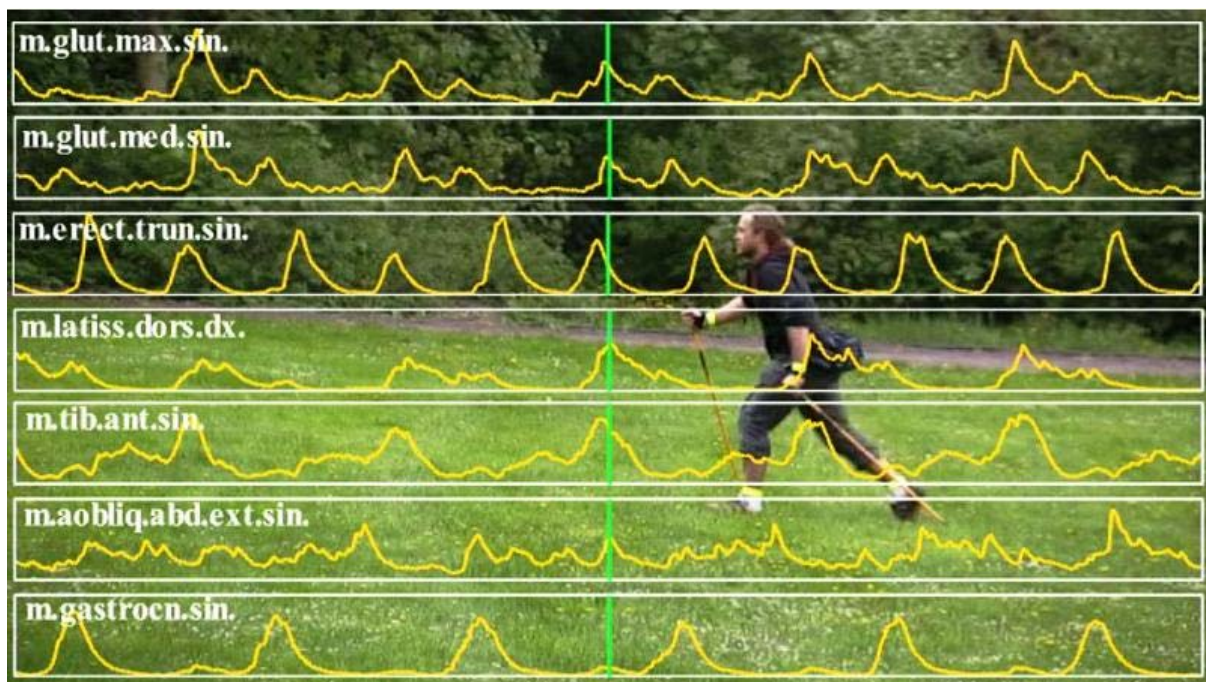
Průběh křivky ukazuje i delší zapojení svalu oproti prosté chůzi. Sval tak zřejmě přebírá část lokomoční funkce svalu *m. gluteus maximus sin.* a stabilizační funkce svalu *m. gluteus medius sin.*



Obr. č. 34 Vyznačení maximálního peaku *m. gluteus maximus sin.* a *m. gluteus medius sin.*

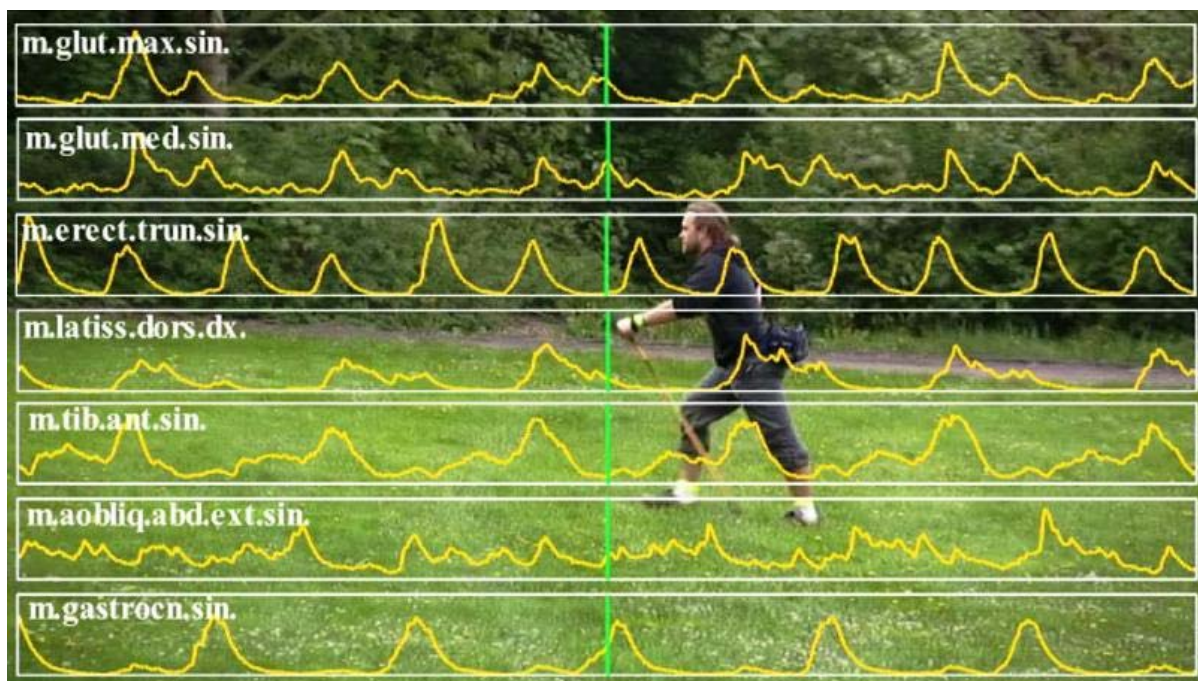
První lokální maximum sledovaných pánevních svalů *m. gluteus maximus sin.* a *m. gluteus medius sin.* nalézáme v okamžiku začátku akce DK v kyčelním kloubu směrem do extenze. *M. gluteus maximus sin.* zde působí jako fázický sval s významnou lokomoční funkcí. Oproti chůzi bez holí je nalezena menší plocha pod EMG křivkou, která by mohla napovídat o přenesení lokomoční funkce částečně na pletenec ramenní a diagonálním zřetězení svalových funkcí, umožňujícím z fylogenetického hlediska ekonomický pohyb. Na rozdíl od prosté chůze sval pracuje v režimu dvou vrcholů EMG aktivity.

Podobně u svalu *m. gluteus medius sin.* dochází díky opoře HKK k nižším nárokům na stabilizaci pánve.



Obr. č. 35 Vyznačení maximálního peaku *m. obliquus abdominis externus sin.*

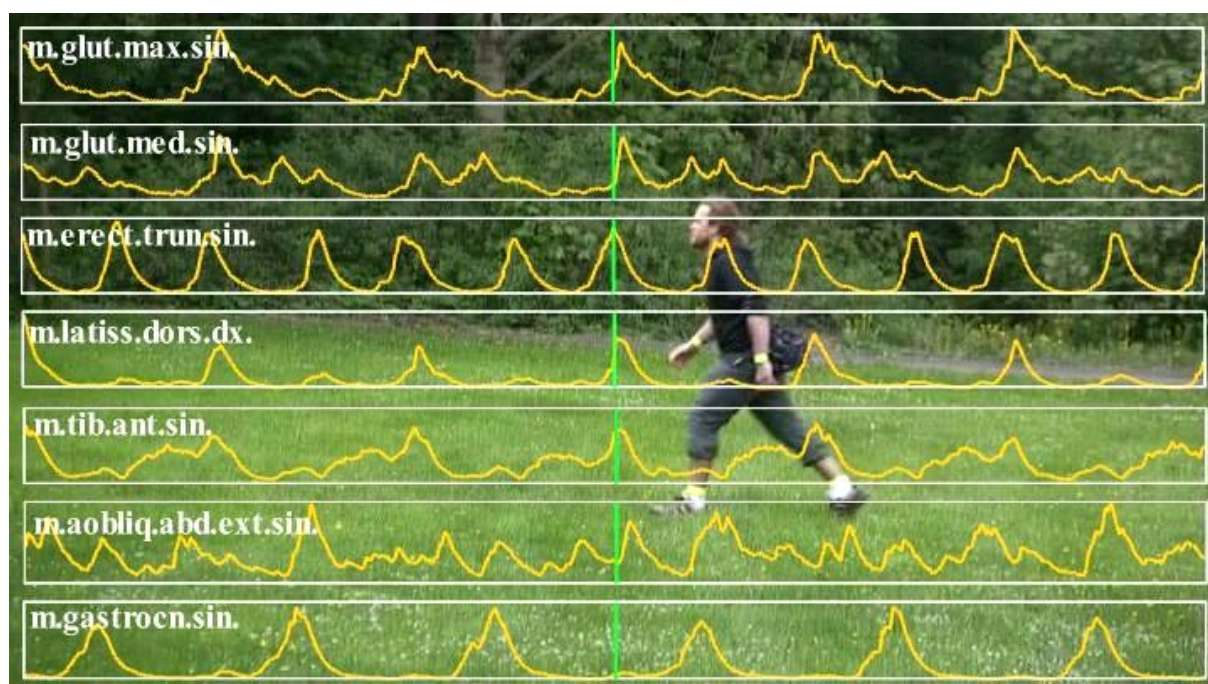
Nalezení lokálního maxima svalu *m. obliquus abdominis externus sin.* je značně problematické. Průběh křivky ukazuje na značný podíl tonického, zřejmě stabilizačního „pozadí“ aktivace svalu. Křivka poněkud pravidelněji klesá u NW v porovnání s prostou chůzí. U NW tento jev může být způsoben menšími nároky na stabilizaci trupu při opoře o HKK.



Obr. č. 36 Vyznačení maximálního peaku *m. gluteus maximus sin.* a *m. gluteus medius sin.*

Druhé, nižší lokální maximum EMG křivky u obou sledovaných gluteálních svalů je umístěnou těsně před odrazem LDK a předchází aktivaci svalu *m. gastrocnemius sin.*, což může poukazovat na existenci jakési „odrazové vlny“.

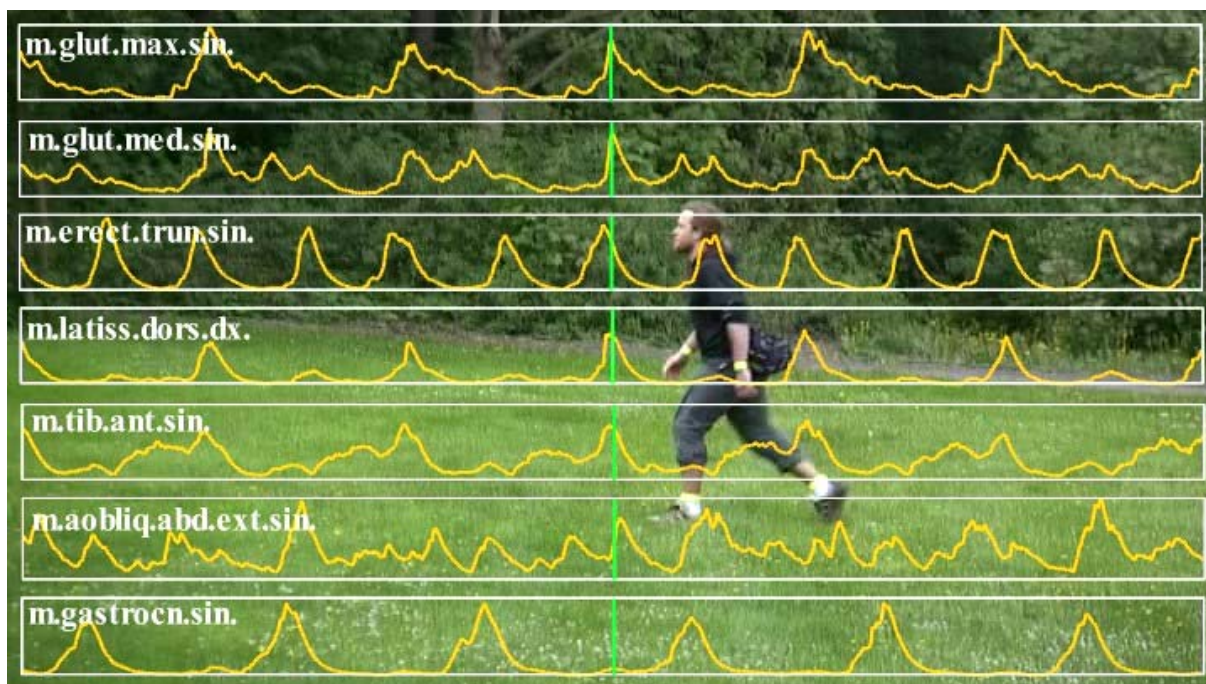
Rozbor kroku volné chůze pomocí kinematické analýzy u probanda T. B. :



Obr. č. 37 Vyznačení maximálního peaku svalu *m. tibialis anterior sin.*, *m. erector trunci sin.* a *m. latissimus dorsi dx.*

Zde můžeme pozorovat více lokálních maxim, jednak nám zde nejvíce zabírá *m. tibialis anterior sin.* společně s *m. erector trunci sin.* Reakce těchto dvou svalů je poměrně stejná jako u NW, jde o postavení nohy (ve fázi došlapu nohy na zem).

Dále zde můžeme vidět, že sval *m. latissimus dorsi dx* se zapojuje výrazně dříve než je tomu u NW. Provádí dorsální flexi v rameni. Jde vlastně o doprovodnou funkci paží při volné chůzi. Celkově můžeme také vidět, že práce tohoto svalu je oproti NW výrazně fyzická (Vysrčilová a kol, 2008, Suchý, Kračmar, 2006).

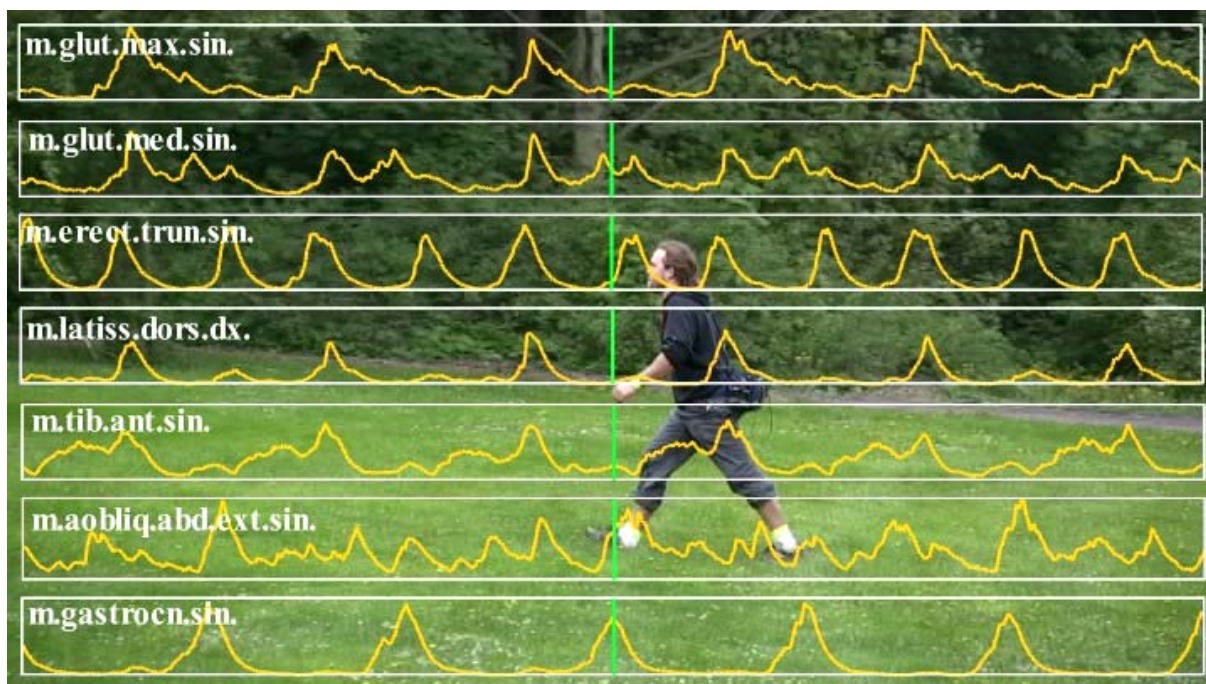


Obr. č. 38 Vyznačení maximálního peaku svalu *m. gluteus maximus sin.* a *m. gluteus medius sin.*

Nyní můžeme vidět, že proband T. B. je ve fázi pohybu, kdy se váha těla přenáší na LDK, která je sice ještě ve fázi dvojí opory s PDK. Gluteální svaly jsou zde zaznačeny svými lokálními maximy. Sval *m. gluteus maximus sin.* zde na rozdíl od NW pracuje v režimu jednovrcholové EMG aktivity. U svalu *m. gluteus medius sin.* nacházíme stejnou dvouvrcholovou aktivitu jako u NW, což může naznačovat hlavní funkci při stabilizaci pánve. *M. gluteus medius sin.* udržuje stabilitu pánve v transverzální rovině.

Ale nutno říci, že při volné chůzi jsme zaznamenali u gluteálních svalů vyšší aktivitu než u NW, předpokládáme, že při volné chůzi jsou kladeny vyšší nároky na stabilizaci pánve. Celkově mají i gluteální svaly větší plochu pod křivkou EMG než je tomu u NW.

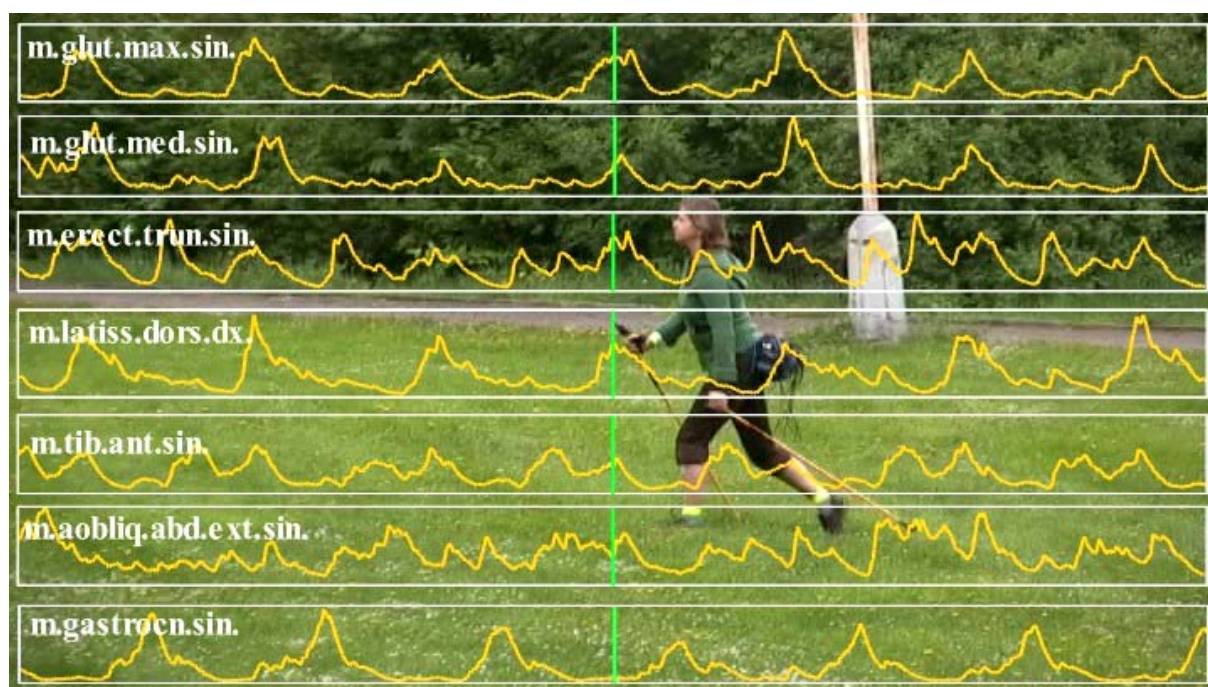
Pro stabilizaci pánve a trupu tu ovšem hraje významnou roli i sval *m. obliquus abdominis externus sin.*, který ve volné chůzi má důležitou stabilizační funkci. Projevuje se zde vyšší aktivitou než je tomu při pohybu s holemi. Předpokládáme, že při volné chůzi musí tento sval více vyrovnávat rotační působení pánve a také dolních končetin na trupovou oblast než při práci s holemi.



Obr. č. 39 Vyznačení maximálního peaku svalu *m. gastrocnemius sin.*

V porovnání s obrázkem 29 zde můžeme usuzovat i na relativní zkrácení délky kroku na rozdíl od NW. *M. gastrocnemius* se ve své práci nijak výrazněji nezměnil ve srovnání s NW. Můžeme předpokládat, že tento lýtkový sval není nijak výrazněji ovlivněn lokomočním působením horních končetin zprostředkovaného přes sval *m. latissimus dorsi dx.*

Rozbor kroku Nordic walking pomocí kinematické analýzy u probanda J. P. :

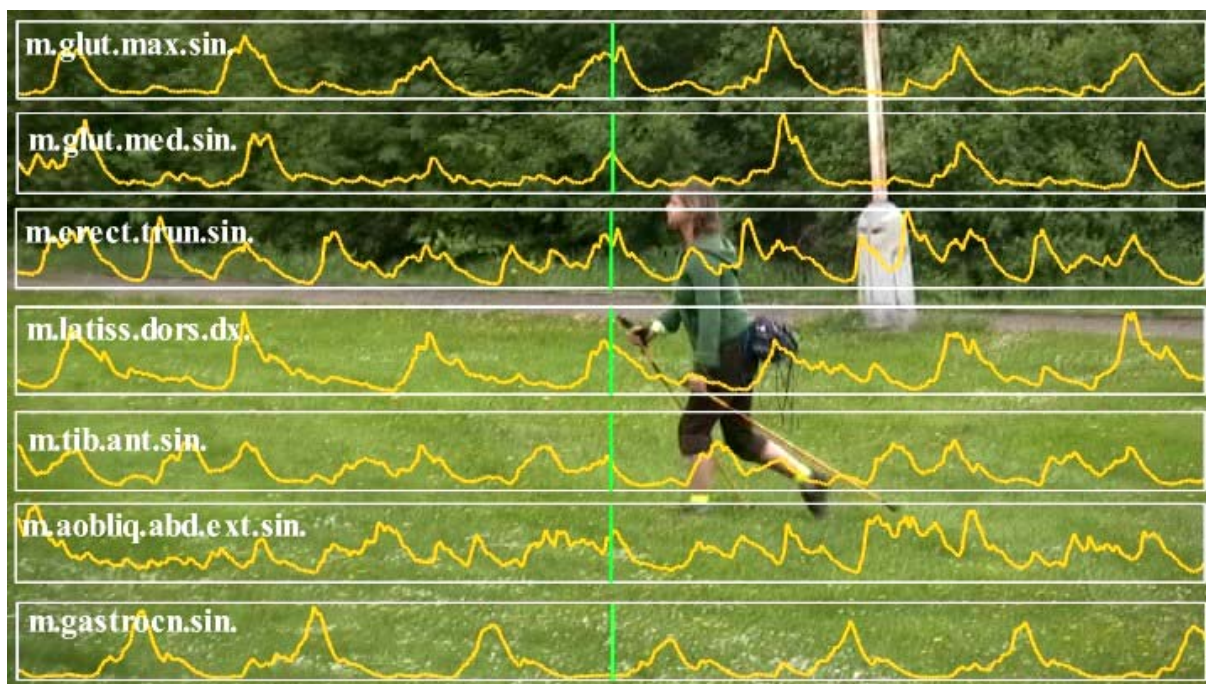


Obr. č. 40 Vyznačení maximálního peaku svalu *m. latissimus dorsi dx*

Fáze pohybu, kdy se *m. latissimus dorsi dx* nachází ve svém lokálním maximu, se vyznačuje především zapíchnutím hole. Tím vzniká opora o hůl a pro PHK tak vzniká nové punctum fixum (Vystrčilová a kol., 2006).

Chodidlo LDK je plně v dotyku ze zemí, PDK je ve fázi odrazu od špičky. Při NW můžeme předpokládat, že *m. latissimus dorsi dx*. Má výrazné lokomoční působení. Podle Vojty a Vélého je zde naznačena zřetěžená funkce svalů počínaje *m. latissimus dorsi dx*., dále řetězec pokračuje na *cristu iliaca sin*, *m. gluteus maximus sin.*, *fascia latae sin.* a řetězec uzavírá *fibula sin* (Vojta, Peters, 1995, Véle, 2006).

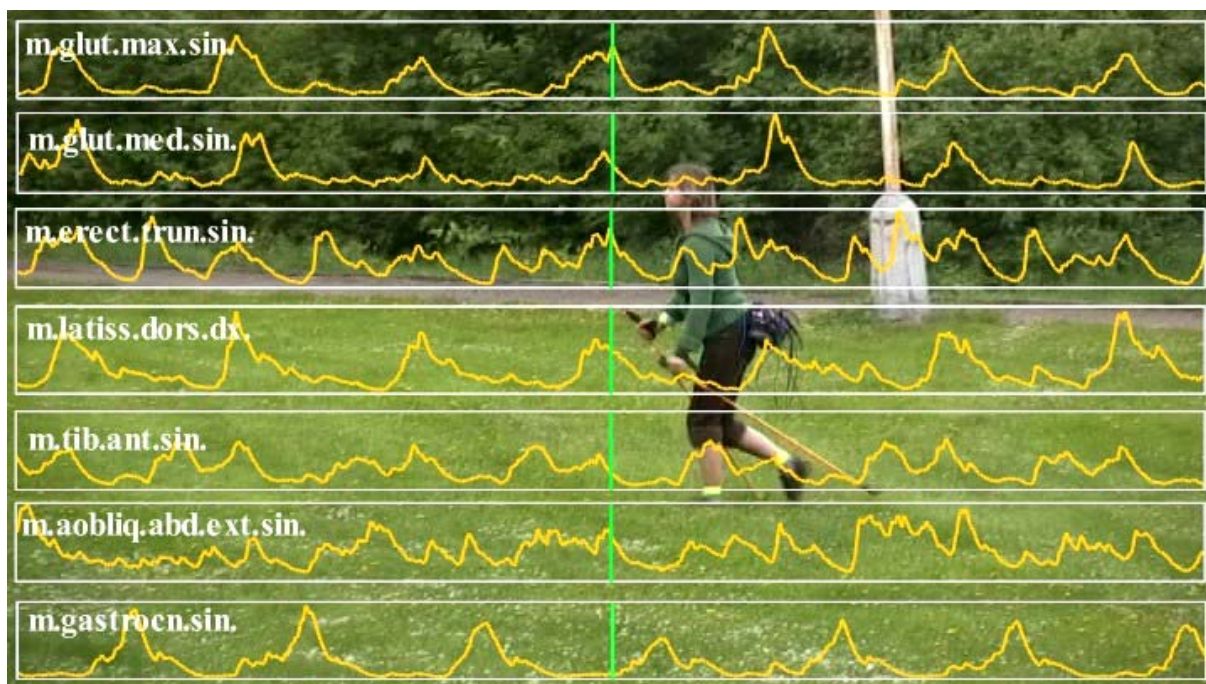
U J. P. má *m. latissimus dorsi* daleko pozvolnější pokles křivky než u T. B. na obr 35. Rozdílná je i pozice zapíchnutí hole a tudíž i úhel v ramenním kloubu. Celkově v porovnání s probandem T. B. má J. P. větší plochu pod křivkou.



Obr. č. 41 Vyznačení maximálního peaku svalu *m. tibialis anterior sin.* a *m. gluteus medius sin* a méně výrazného u *m. gluteus maximus sin.*

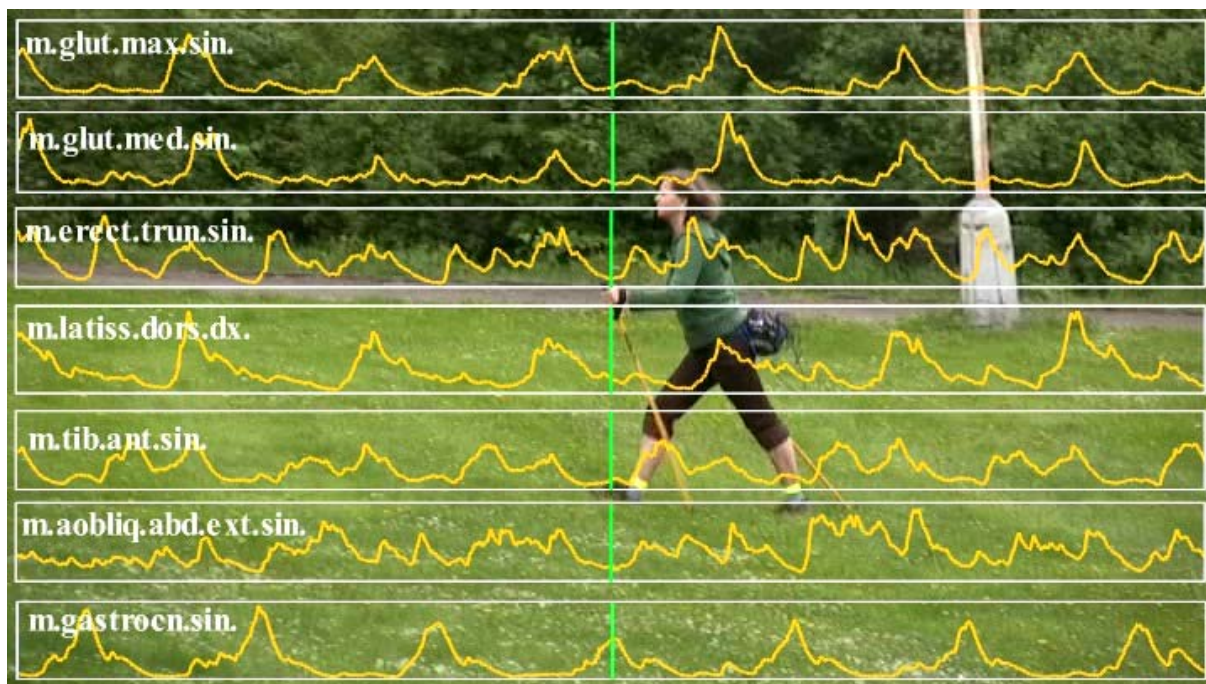
Na rozdíl od T. B., který má jednovrcholový pracovní režim svalu *m. tibialis anterior sin.* má proband J. P. značně pravidelný dvouvrcholový průběh křivky EMG tohoto svalu. Může to být způsobeno odlišnou stabilizační funkcí chodidla, které v tomto případě musí více pracovat a vyrovnávat nerovnosti terénu při došlapu celého chodidla na zem.

Dále zde můžeme vidět i rozdílný průběh křivek EMG u *m. gluteus maximus* i *medius sin* v porovnání s T.B. u obrázku 35. U J. P. pracují oba gluteální svaly v jednovrcholovém režimu, skoro totožném průběhu i co do velikosti ploch pod křivkou. Ale ve srovnání s volnou chůzí, dochází ke stejnému funkčnímu účinku jako u T. B. Jedná se o menší plochu pod EMG křivkou, která by mohla napovídat o přenesení lokomoční funkce částečně na pletenec ramenní a diagonálním zřetězení svalových funkcí, umožňujícím z fylogenetického hlediska ekonomický pohyb.



Obr. č. 42 Vyznačení maximálního peaku svalu *m. erector trunci sin.*, *m. obliquus abdominis externus sin.*

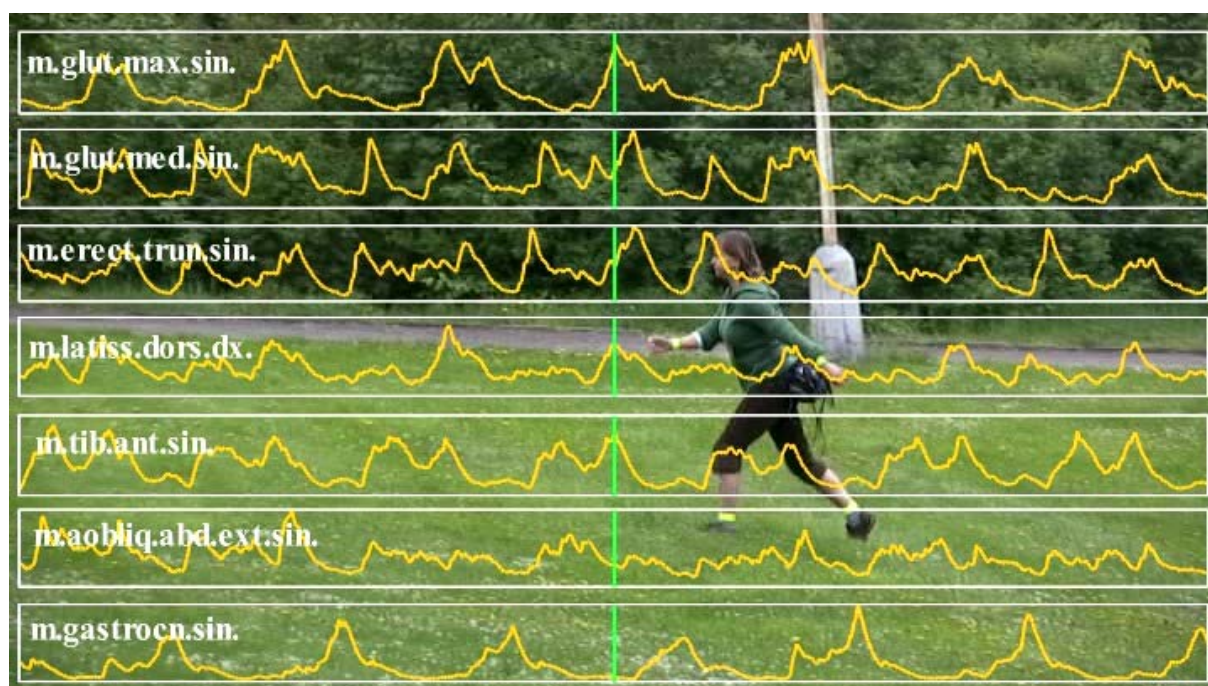
Z obrázku můžeme usuzovat na zjevně podobný průběh dvou uvedených svalů a to je *m. erector trunci sin.* a *m. obliquus abdominis externus sin.* Ani jeden z nich nemůžeme označit funkčně za fyzický jako tomu bylo u T. B. U obou svalů je nalezení lokálního maxima značně problematické. Průběh křivky EMG podobně jako u T. B. ukazuje na značný podíl tonického, zřejmě stabilizačního „pozadí“ aktivace svalu. Můžeme předpokládat, že proband J. P. pomocí *m. erector trunci sin.* pomáhá svalů *m. obliquus abdominis externus sin.* více stabilizovat trup. Ačkoliv by k tomu mělo docházet méně než u volné chůze. Jako stabilizační prvek bychom zde měli brát právě oporu o hůl.



Obr. č. 43 Vyznačení maximálního peaku svalu *m. gastrocnemius sin.*

U *m. gastrocnemius sin.* se aktivita zvyšuje na začátku odvalu levého chodidla od země. Nejvyšší aktivitě se přiblíží při odrazu levého palce od podložky. Potom opět pozvolna klesá v průběhu fáze kyvu až do kontaktu levé paty se zemí. Opět zde můžeme nalézt rozdílnost v počtu vrcholů křivek EMG než je tomu u T. B. Sval svou aktivitou pokračuje zřejmě i při fázi kyvu. Předpokládejme, že jsou tam zbytky flekčního držení v hleznu až do fáze začínající dorsální flexe zapojením *m. tibialis anterior sin.*

Rozbor kroku volné chůze pomocí kinematické analýzy u probanda J. P.:

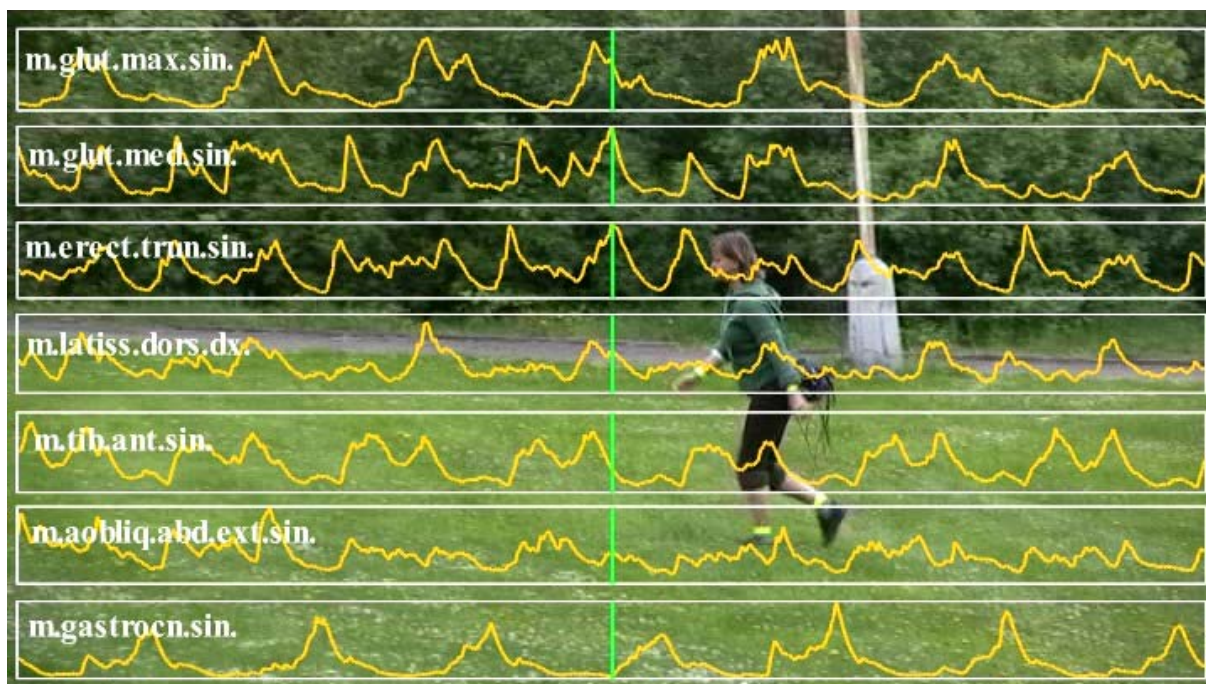


Obr. č. 44 Vyznačení maximálního peaku svalu *m. gluteus maximus sin.*, *m. latissimus dorsi dx.* a *m. tibialis anterior sin.*

V kotníku dochází k dorziflexi a mírné everzi nohy. Aktivní je právě tento sval *m. tibialis anterior sin.* Uprostřed se aktivita sníží a zvýší se až v konečné fázi před kontaktem paty s opornou bází. My nacházíme maximální peak *m. tibialis anterior sin.* ve fázi došlapu a kontaktu chodidla s podložkou. Je vidět, že sval pracuje u J. P. v dvouvrcholovém režimu stejně jako u NW. Ovšem rozdíl je zde ve větší velikosti plochy pod křivkou EMG než je tomu tak u opory o hole.

M. gluteus maximus reaguje rychlejším nástupem než je tomu u NW. Liší se i průběhem a velikostí křivky EMG a také plochou pod křivkou. Je to opět způsobeno zřejmě tím, že se sval v průběhu kroku významně podílí na stabilizaci pánve.

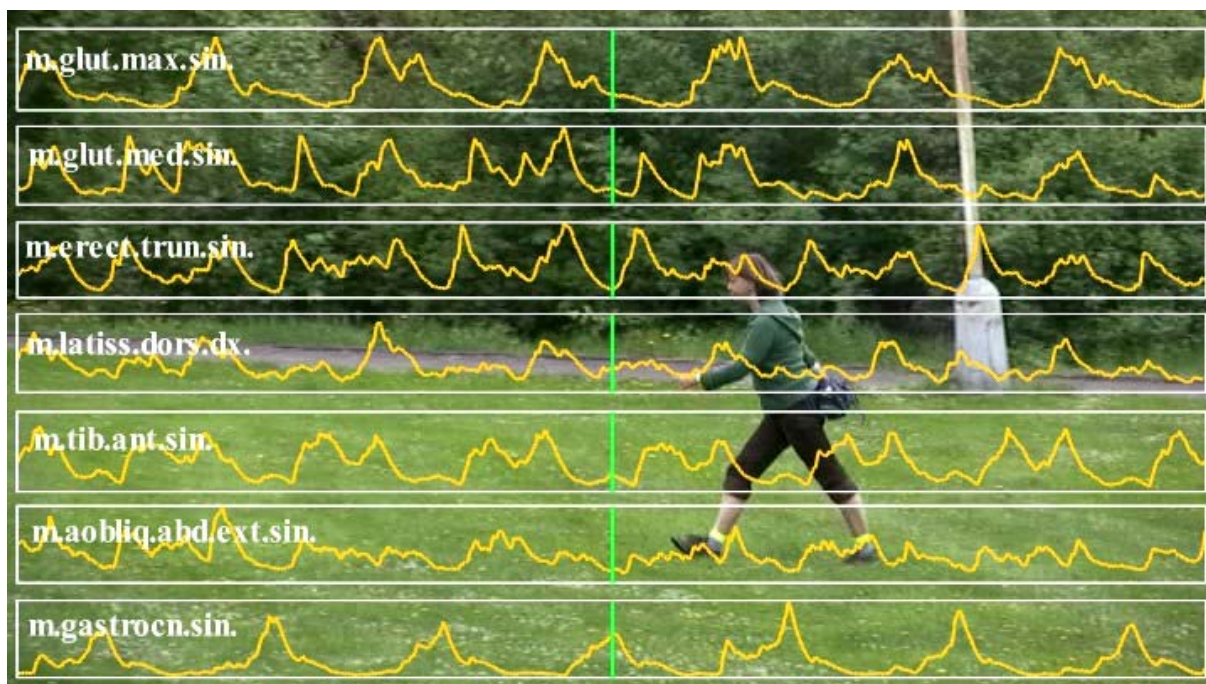
U svalu *m. latissimus dorsi* skoro nacházíme podobnost v průběhu křivky. U NW můžeme jasně odlišit jednotlivé peaky. Ale zde je více opět naznačeno tonické „pozadí“ svalů. U probanda můžeme vidět i zvýšený úhel v ramenním kloubu, značně velká extenze v L ramenním kloubu.



Obr. č. 45 Vyznačení maximálního peaku svalu *m. gluteus medius sin.* a *m. erector trunci sin.*

M. gluteus medius sin. má zde opět funkci stabilizující, naznačuje to jeho průběh, který má sice fázický průběh v podobě jednotlivých peaků, ale je dosti nepravidelný a opět zde můžeme hovořit i o jistém tonickém „pozadí“ v aktivitě tohoto svalu. Jedná se o pohyb bez holí, takže stabilizující funkce je na místě. Tím, že zde není opora o hůl, zajišťuje tento gluteální sval boční stabilizaci pánve. Právě u NW pomocí hole rozšířená opěrná plocha zřejmě snižuje nároky na boční stabilizaci pánve středním gluteálním svalem.

I u *m. erectoru trunci* můžeme vidět jistou podobnost v průběhu svalové aktivity. Jedná se opět zřejmě o stabilizující prvky v pomoci stabilizovat trup.



Obr. č. 46 Vyznačení maximálního peaku svalu *m. gastrocnemius sin.*

Lokální maxima svalu *m. gastrocnemius sin.* se oproti NW nijak výrazně nezměnily. Je to fáze pohybu, kdy dochází k extenzi LDK, začíná odrazová fáze LDK.

8. ZÁVĚR

Cílem této práce bylo analyzovat a porovnat zapojení vybraných svalů pletence pánevního, trupu a dolní končetiny při Nordic walking a při volné bipedální chůzi.

Shromáždili jsme teoretické podklady o chůzi Nordic Walking a jejich modifikacích a o volné bipedální lokomoci.

Jádrem informací byly:

- diplomová práce, která se zabývala technikou Nordic Walking,
- údaje z odborných publikací a údaje z internetu,
- vlastní zkušenosti z provozování této aktivity s odborným vedením,
- konzultace s profesionálním instruktorem NW.

Pro naši studii jsme vybrali 6 probandů. Ve skupině se nacházeli jedinci s pevně fixovaným pohybovým stereotypem běžeckého lyžování a jedinci, kteří se alespoň rok věnovali samotnému Nordic walking. Všichni zvolení probandi nebyli omezeni věkem ani pohlavím a všichni byli studenty FTVS UK. Samotný výběr byl založen na dobrovolné spolupráci a zájmu o daný výzkum. Presentace výsledků a zpracování dat probíhalo anonymně.

Pro měření jsme vybrali terén mírně stoupajícího svahu s travnatým povrchem. Chůze do mírného svahu byla zvolena proto, aby nároky na pletenec pánevní, trup a dolní končetiny byly při práci s holemi vyšší. Srovnávacím pohybem byla volná bipedální chůze, kterou jsme testovali na stejném úseku.

Svaly jsme vybírali s ohledem na jejich zapojení při lokomoci prostřednictvím pletence pánevního, a také v provázanosti na pletenec ramenní a dolní končetinu. Dále podle toho, jak byli dostupné pro povrchovou EMG. Výběr svalů pro naše měření byl omezen pouze EMG přístrojem a to počtem přenosových kanálů.

EMG měření jsme provedli u 6 probandů při chůzi do mírného kopce s holemi (NW) a bez holí. Před samotným měřením byl přístroj kalibrován, probandi byli zaučeni a absolvovali rozcvičení odpovídající vykonávané aktivitě. EMG záznam jsme doplnili obrazovým záznamem společně s optoelektronickou synchronizací pohybu.

Zpracování a porovnání dat bylo provedeno metodami:

- stanovili jsme pořadí lokálních maxim sledovaných svalů v rámci krokového cyklu,
- stanovili jsme významné začátky a ukončení aktivace svalů,
- vzájemně jsme porovnali křivky EMG aktivity sledovaných svalů v rámci jednoho krokového cyklu se sjednocením časových os,
- vzájemně jsme porovnali korelační matice křivek EMG mezi jednotlivými sledovanými svaly,
- přiřadili jsme diferencované pozice klíčových míst pohybu získaných z videozáznamu k odpovídajícím EMG křivkám, pro intraindividuální porovnání EMG grafů jsme záznamy převedli na společnou citlivost snímacích kanálů
- Uvedené metody jsme využili jako nástroje ke kineziologickému rozboru sledovaného pohybu.

Data byla intrerindividuálně porovnána mezi dvěma vybranými probandy.

Potvrdila se první hypotéza, že zapojením horních končetin (změna puncta fixa) při NW dojde ke změně timingu vybraných svalů pletence pánevního, trupu a dolní končetiny oproti volné chůzi. Hypotéza se nám potvrdila u obou probandů. U každého probanda ovšem odlišně. U jednoho probanda došlo ke změně v pořadí lokálních maxim při NW u 3 svalů. U druhého probanda se jednalo až o 5 svalových skupin. Nutno konstatovat, že alespoň dvě svalové skupiny byly u obou probandů shodné. Vždy to byl m. gastrocnemius. Z toho plyne, že tento sval zřejmě reaguje minimálně na vytvoření puncta fixa na kru horní končetiny při použití holí. Poté to byl v jednom případě m. gluteus medius a ve druhém případě m. gluteus maximus, což nedovoluje formulovat žádný dílčí závěr.

Potvrdila se i druhá hypotéza, kdy byla nalezena společná aktivace kontralaterálních svalů m. latissimus dorsi a m. gluteus maximus ukazující na funkční diagonální propojenost svalových řetězců při NW. Tato hypotéza se potvrdila u obou probandů.

Nepotvrdila se nám třetí hypotéza, že bude nalezena společná aktivace kontralaterálních svalů m. latissimus dorsi a m. gluteus maximus ukazující na funkční diagonální propojenost svalových řetězců při volné bipedální chůzi. U jednoho probanda se propojenost svalů určená významně vysokou korelací potvrdila, ovšem u druhého probanda nikoliv.

Tato diplomová práce nám může pomoci vytvořit si vlastní názor na svalovou práci pletence pánevního, tak i trupu (hlavně zad v bederní části) a dolní končetiny. Je zde otázka zda dojde k „odlehčení“ dolních končetin a zad. Na tuto otázku nám může odpovědět m. latissimus dorsi, který oproti volné chůzi pracuje ve vyšším svalovém aktivačním režimu. Propulzní působení m. latissimus dorsi při NW dovoluje snížení aktivace kontralaterálního svalu m. gluteus maximus, můžeme říci že, přebírá část jeho lokomoční funkce. U kontralaterálního svalu m. gluteus medius se díky m. latissimus dorsi sníží jeho nároky na transversální stabilizaci pánve. Tím že se nám lokomoční typ pohybu změnil z bipedie na kvadrupedii. Celý trup je díky širokému zádovému svalu dynamicky stabilizován. Podle našich výsledků můžeme uvažovat i společné aktivaci – kokontrakci těchto svalových skupin (m. gluteus maximus a kontralaterální m. latissimus dorsi). Můžeme usuzovat na přenesení lokomoční funkce pánevního pletence částečně na pletenec ramenní. Diagonální zřetězení svalových funkcí umožňuje z fylogenetického hlediska ekonomičtější pohyb. Celou tuto studii podporuje svými myšlenkami Vojta i Véle. Co se týče zad, bederní páteře, nenalzáme zde nějakou výraznou inaktivitu, naopak zde nalzáme spíše zvýšení aktivity svalu m. erector trunci, který má při NW funkci zpevňující trup. EMG křivka u svalů bérce se nijak výrazně při chůzi s holemi nezměnily, je otázkou zda může jedinec pociťovat „odlehčení“ nohou, jak popisuje empirická literatura.

Pomocí NW, kdy jedinec využívá nového puncta fixa, oporu o hůl, můžeme jedinci poskytnout novou cestu jak pokračovat v ukončené rehabilitaci. Tímto typem pohybové aktivity bychom mohli pomáhat hlavně při problémech kořenových kloubů, tak i axiálního systému. NW je pohybová aktivita, která zatěžuje celé tělesné schéma. Jde o dynamické lokomoční působení dorsální strany trupu, propojující oblast zad s pánví a dolní končetinou, výrazná torze páteřních segmentů vycházející z rozhodujícího diagonálního charakteru organizace celého pohybu. Snížení nároků na transversální stabilizátor pánve m. gluteus medius ale napovídá, že NW nemůže být plnohodnotnou náhradou za volnou bipedální chůzi. Vzprámená chůze jako vrchol evoluce lokomoce je umožněna změnou stavby pohybové soustavy člověka oproti čtyřnohým suchozemským obratlovcům a je jasné, že jakýkoliv zásah do struktury pohybu (formulace PF na akrech horních končetin) musí působit i negativně.

Z toho může vyplynout doporučení pro seniory a pro pacienty v postrehabilitačním pohybovém režimu:

1. Chůzi s holemi aplikovat při výstupu do svahu pro propojení svalových řetězců mezi horní a dolní a dolní částí trupu a pánve.

2. Při chůzi po rovině složit hole (nejlépe teleskopické) do batohu pro oslovení stabilizační funkce m. gluteus medius.

3. Při chůzi z kopce užít hole jako stabilizační prvek pro zajištění bezpečnosti lokomoce.

Naše výsledky práce mohou sloužit jako návod a doporučení této pohybové aktivity i jako dopomocné rehabilitační terapie, která svým fylogenetickým základem může pomoci tolik namáhané pohybové soustavě.

9. SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

M nebo m.	musculus
Mm	musculí
EMG	elektromyografie
PEMG	povrchová elektromyografie
CNS	centrální nervová soustava
Dx (dx)	dexter
Sin (sin)	sinister
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
HK	horní končetina
HKK	horní končetiny
LDK	levá dolní končetina
PDK	pravá dolní končetina
L	levá
P	pravá
NW	Nordic Walking
Obr.	Obrázek
Tab.	Tabulka
Č.	číslo

10. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. BAČÁKOVÁ, R., DUFKOVÁ, A. *Aktivace musculus latissimus dorsi při práci horní končetiny*. Mezinárodní studentské vědecká konference 2008. Praha: Sborník přednášek, Praha 2008, v tisku.
2. ČIHÁK, R. *Anatomie I*. 2. vyd. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-7169-970-5.
3. DEAN, M. H. *Fishes, living and fossil: an outline of their forms and probable relationships*. New York. Macmillan 1981
4. DE LUCA, C., J. *The use of Surface Electromyography in Biomechanics*. Theinternational Society for Biomechanics. [on-line]. © 2003 [cit. 4.12.2008]. Dostupné [www: http://www.delsys.com/](http://www.delsys.com/)>
5. DUNGL, P. *Ortopedie*. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-0550-8.
6. DÝROVÁ, J., LEPKOVÁ, H.: *Kardiofitness – vytrvalostní aktivity v každém věku*, Praha, Grada Publishing 2008, s. 22, ISBN 978-80-247-2273-3
7. DYLEVSKÝ, I., DRUGA, R., MRÁZKOVÁ, O. *Funkční anatomie člověka*. Praha: Grada Publishing, 2000, ISBN 80-7169-681-1
8. DYLEVSKÝ, J.: *Obecná kineziologie*, Praha, Grada 2007, ISBN 978-80-247-1649-7
9. GNAD, T., PSOTOVÁ, D.: *Běh na lyžích*, Karolinum Praha 2005, s.9
10. GNAD, T. A KOLEKTIV: *základy teorie lyžování a snowboardingu*, Praha, Karolinum 2008
11. HINDMAN, S.: *Cross-Country Skiing: Building Skills for Fun and Fitness*, The Mountainers Books, Seattle 2005, s.194
12. HOLUBÁŘOVÁ, J., PAVLŮ, D. *Proprioceptivní neuromusculární facilitace*. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 2007. ISBN 978-80-246-1294-2.

13. JANDA, V. *Funkční svalový test*. Praha: Grada Publishing, 1996. ISBN 80-7169-208-5.
14. JANDA, V. *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch*. Brno: Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků, 1982.
15. JÜRIMÄE T et al. *Intensity of Nordic Walking in young females with different peak O consumption*. [Clinical Physiology and Functional Imaging](#). 2009 May 14
16. KADAŇKA, Z., BEDNAŘÍK, J., VOHÁŇKA, S. *Praktická elektromyografie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 1994. ISBN 80-7013-181-082
17. KARDA, M.: *Nordic Walking = nové sportovní odvětví z Finska pro každého bez ohledu na talent, kondici i věk*. [online]. © 2007 [cit. 03. 4. 2009]. Dostupné na [www](http://www.czech-nordicwalking.com/vice.php).: <<http://www.czech-nordicwalking.com/vice.php>>
18. KARLSSON, E. *Tekniikka kuntoon*. [on-line]. © 2007 [cit. 03.01.2009]. Dostupné na [www](http://www.suomenlatu.fi/hilavitkutin/hilavitkutin.cgi?S031903).: <<http://www.suomenlatu.fi/hilavitkutin/hilavitkutin.cgi?S031903>>
19. KASMAN, G. *Using surface elctromyography*. [on-line]. © 2008 [cit. 05.02. 2009]. Dostupné na [www](http://www.rehabpub.com/ltrehab/12002/5.asp).: <<http://www.rehabpub.com/ltrehab/12002/5.asp>>
20. KELLER, O. *Obečná elektromyografie*. Praha : Triton, 1999. ISBN 80-7254-047-5.
21. KLEINDIENST, FI. et al. *Comparison of kinematic and kinetic parameters between the locomotion patterns in nordic walking, walking and running*. Sportverletzung Sportschaden: Organ der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin, Mar 2006, Vol. 20, Issue 1, p 25-30 [on-line]. © 2008 [cit. 05.02. 2009]. Dostupné na [www](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16544213?ordinalpos=2&itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.Pubmed_ResultsPanel.Pubmed_DefaultReportPanel.Pubmed_RVDocSum).: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16544213?ordinalpos=2&itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.Pubmed_ResultsPanel.Pubmed_DefaultReportPanel.Pubmed_RVDocSum>
22. KOLÁŘ, P. *Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika*. Rehabil. fyz. Lék. 2006, č. 4, s. 155-170.

23. KRAČMAR, B. a kol. *Kineziologický obsah bruslení na lyžích*. Česká kinantropologie 10, 2006, č. 2. ISSN 1211–9261.
24. KRAČMAR, B., Vystrčilová, M., Psotová, D. *Sledování aktivity vybraných svalů u Nordic Walking a chůze pomocí povrchové EMG*. Rehabil. fyz. Lék. 2007, č. 3, s. 101-106.
25. KRAČMAR, B.: *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha : Triton, 2002. ISBN 80-7254-282-3.
26. LATASH, M., L.: *Neurophysiological Basis of Movement*, Human kinetics 1998, ISBN 0-88011-756-7
27. LEWIT, K. Některá zřetězení funkčních poruch ve světle koaktivních svalových vzorců na základě vývojové neurologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1998, č. 4, s. 148 – 151.
28. MERLETTI, R., PARKER, P. A. : *ELEKTROMYOGRAPHY Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*, A John Wiley & Sons, INC., Publication, 2004. ISBN 0-471-67580-6
29. NORDIC WALKING.INWA. *Walking technique* [on-line]. © 2002-2003 [cit. 12.02.2008]. Dostupné www: <<http://inwa.nordicwalking.com/>>
30. OTÁHAL, J.: *Pohybový systém*, [online]. © 2007 [cit. 13. 3. 2009]. Dostupné na www:<<http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/biomechanika/pohyb.php>>
31. PORCARI, J. et al. *The physiological responses to walking with and without power poles on treadmill exercise*. Research Quarterly for Exercise and Sport. Washington : Jun 1997. Vol. 68, Iss. 2; p. 161
32. PREISLEROVÁ, J.: *Priessnitz walking*, [online]. © 2007 [cit. 27. 3. 2009]. Dostupné na www:<http://www.wellness-beauty.cz/lesni_lazne.htm>
33. RODOVÁ D., MAYER M., JANURA M.: *Současné možnosti využití povrchové elektromyografie*. Rehabil. fyz. Lék. 2001, č. 4, s. 173-177.

34. SEDLISKÁ, V.: *Analýza aktivity vybraných svalů dolních končetin při zatáčení na carvingových lyžích a porovnání s jejich aktivitou při volné bipedální chůzi*. Diplomová práce. Praha: Univerzita Karlova, FTVS, 2007

35. SEIDL, Z., OBENBERGER, J.: *Neurologie pro studium a praxi*, Praha, Grada Publishing 2004, ISBN 80-247-0623-7

36. [STIEF, F.](#) et al. *Inverse dynamic analysis of the lower extremities during nordic walking, walking, and running*. Journal of applied biomachanics, Nov 2008, Vol. 24, Issue 4, p 351-9
- STRAŠIL, V.: *Severská inspirace*, [online]. © 2006-2009 [cit. 22. 9. 2008]. Dostupné na [www:< http://www.volkswagen.cz/zajimavosti/magazin-18-8/](http://www.volkswagen.cz/zajimavosti/magazin-18-8/)>

37. SUCHY, J., KRACMAR, B. *Kinesiology analysis of cross country skiing and roller skiing, In The 8th Scandinavian Congress of Medicine and Science in Sports*. Sborník konference. Vierumäki, Finsko 2006.

38. TRAVELL, J. G., SIMONS, D. G. *Myofascial Pain and Dysfunction: the triggerpoint manual*. Vol. 1. Baltimore: Williams & Wilkins 1983

39. TRAVELL, J. G., SIMONS, S., D., G. *Myofascial Pain and Dysfunction: the triggerpoint manual. Vol. 1*. Baltimore: Williams and Wilkins, 1999

40. TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J., VOTAVA, J. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha : Grada, 2001. ISBN 80-2470-031-X.

41. TLAŠKOVÁ, P. *Zapojení svalů v oblasti ramenního pletence při Nordic Walking*. Diplomová práce. Praha: Univerzita Karlova, FTVS, 2008

42. VACKOVÁ, P. *Fylogenetické souvislosti sportovní lokomoce*. Diplomová práce. UK FTVS v Praze, Praha, 2004.

43. VANČATA, V. *Evoluce lokomoce a lokomočního aparátu hominoidů: vznik a vývoj bipedie hominidů*. Kandidátská disertační práce. Mikrobiologický ústav ČSAV, Praha, 1981

44. VANČATA V. Ontogeny of Primate Locomotion and the Origin of Hominid Bipedality. *Folia Primatologica*, roč. 67, 1996, s. 213 - 214.
45. VANČATA, V. *Učebnice paleoantropologie a evoluční antropologie*. Praha 2007: Universita Karlova v Praze, Pedagogická fakulta, katedra biologie a ekologické výchovy [online]. © 2007 [cit. 3. 6. 2008]. Dostupné na [www: <http://userweb.pedf.cuni.cz/kbio/Download/vancata/ucebnice_paleoantropologie_a_evolucni_antropologie>](http://userweb.pedf.cuni.cz/kbio/Download/vancata/ucebnice_paleoantropologie_a_evolucni_antropologie)
46. VÉLE, F. *Ústní sdělení*. Praha: Univerzita Karlova, FTVS, 2005
47. VÉLE, F. *Ústní sdělení*. Praha: Univerzita Karlova, FTVS, 2004
48. VÉLE, F. *Kinesiologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada, 1997. ISBN 80-7169-256-5
49. VÉLE, F.: *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*, 2 rozšířené a přepracované vydání, Praha, Triton 2006, ISBN 80-2754-837-9
50. VOJTA, V., PETERS, A. *Vojtův princip*. Praha: Grada, 1995. s. 25, 39, 95. ISBN 80-7169-044-X.
51. VOJTA, V. *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku: včasná diagnóza a terapie*. Praha: Grada, 1993. ISBN 80-85424-98-3.
52. VYSTRČIL, M. *Severská chůze*. Diplomová práce. Olomouc : Univerzita Palackého, FTK, 2004. s. 44
53. VYSTRČILOVÁ M., KRAČMAR B., NOVOTNÝ P.: *Ramenní pletenec v režimu kvadrupedální lokomoce*. Rehabilitace a fyzikální lékařství. 13, č. 2, s. 92 –98. 2006

54. VYSTRČILOVÁ, M., KRAČMAR, B., KOZELSKÝ, D., ŠKOPEK D. : *Dětské plazení jako základní forma lidské lokomoce prostřednictvím pletence ramenního*. In: Sb.: Tělesná výchova sport mládeže v biologickém, psychologickém, sociálním a didaktickém kontextu. Ed.: Vladimír Mužík, Lubomír Dobrý, Vladimír Süss. Brno: Masarykova univerzita 2008. ISBN 978-80-210-4589-7, s. 65 - 79.

55. ZAPLETALOVÁ, B. *Kroky ke zdraví* [online]. © 2007 [cit. 22. 9. 2008]. Dostupné na www: <<http://www.srdcehane.cz/nordic-walking.php>>

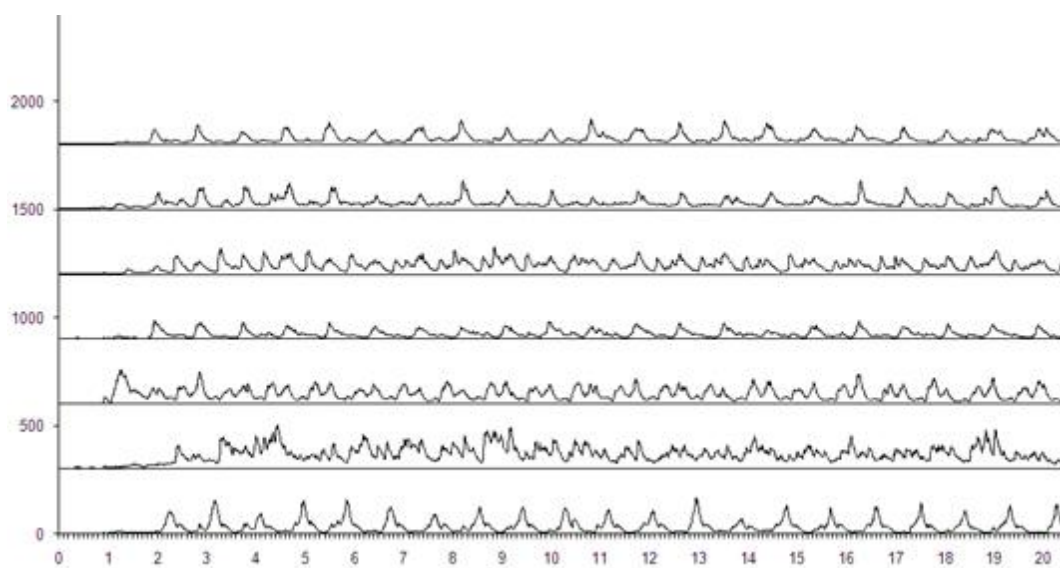
Internetové odkazy:

http://www.nordicwalking.com/portal/nordic_walking/english/nordicwalkers/

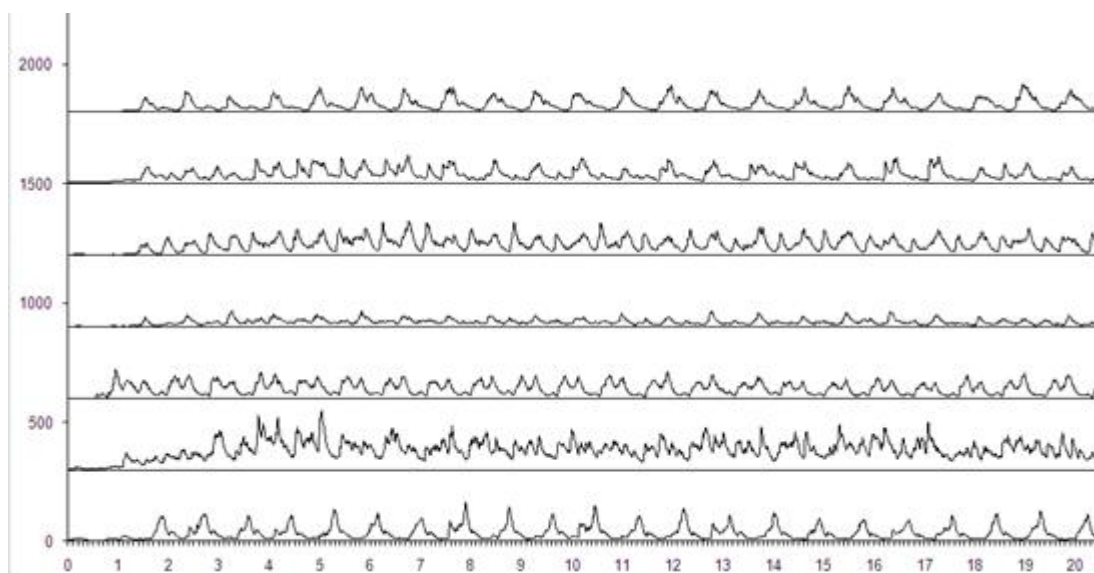
<http://www.skiwalking.com/getStarted.asp>

<http://anwa.us/2009/html/index.php>

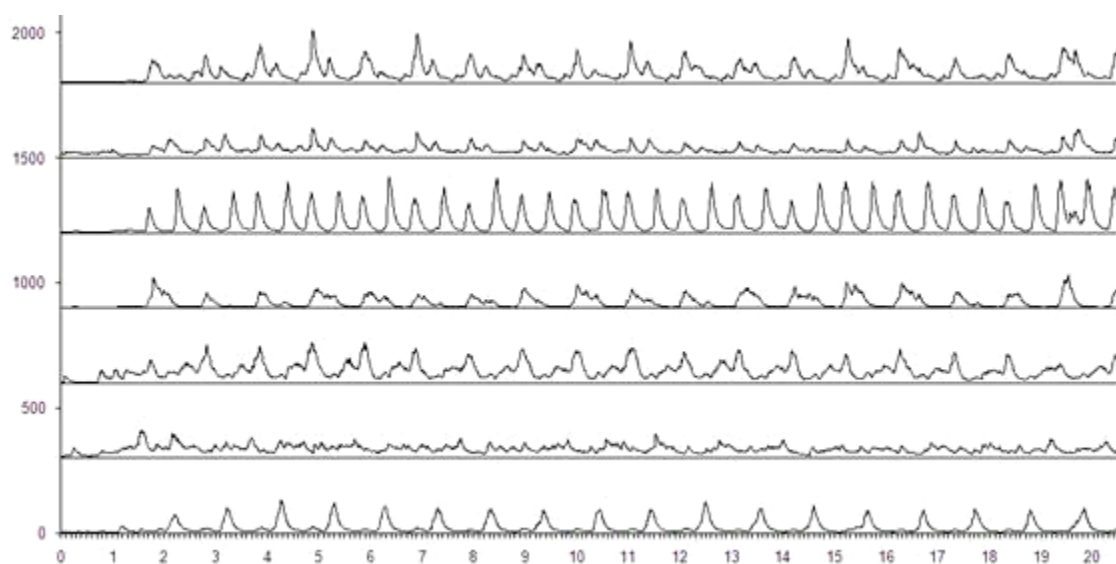
11. PŘÍLOHY



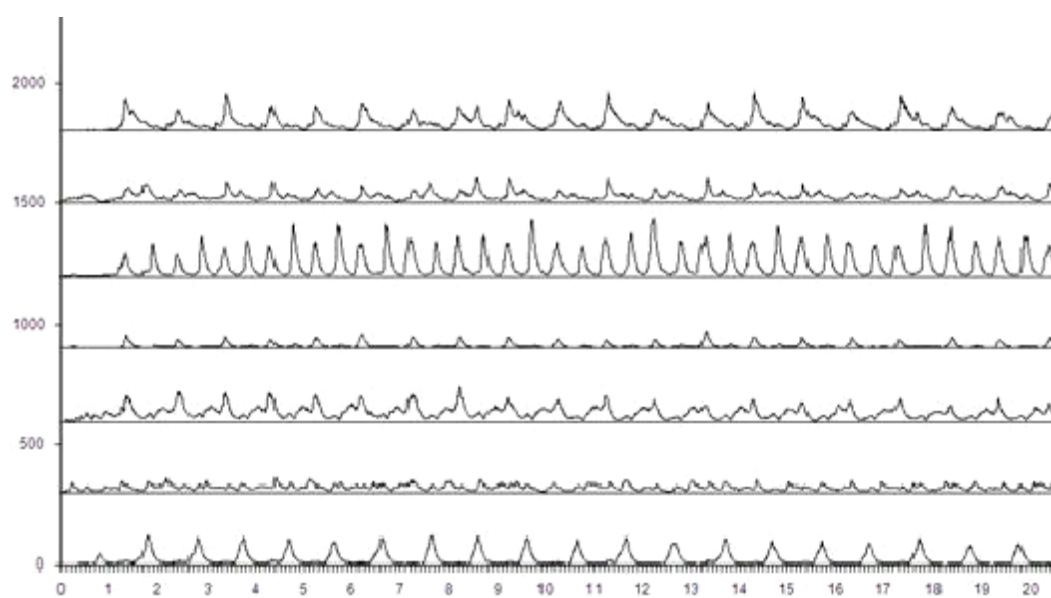
Graf č. 17 EMG záznam v průběhu 20,4 sec při NW do kopce probanda J. P.



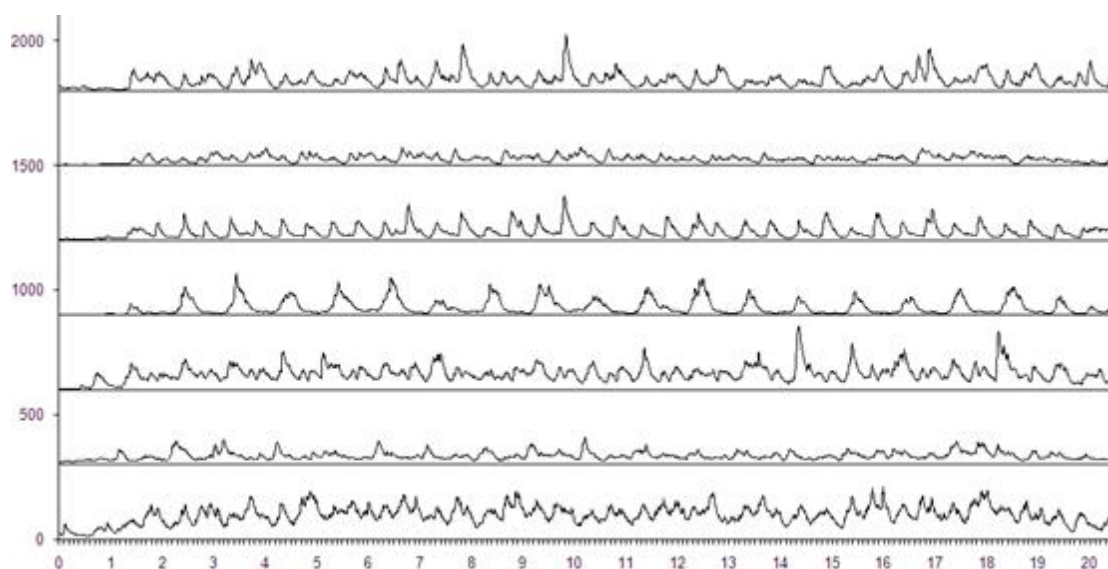
Graf č. 18 EMG záznam v průběhu 20,4 sec při volné chůzi do kopce probanda J. P.



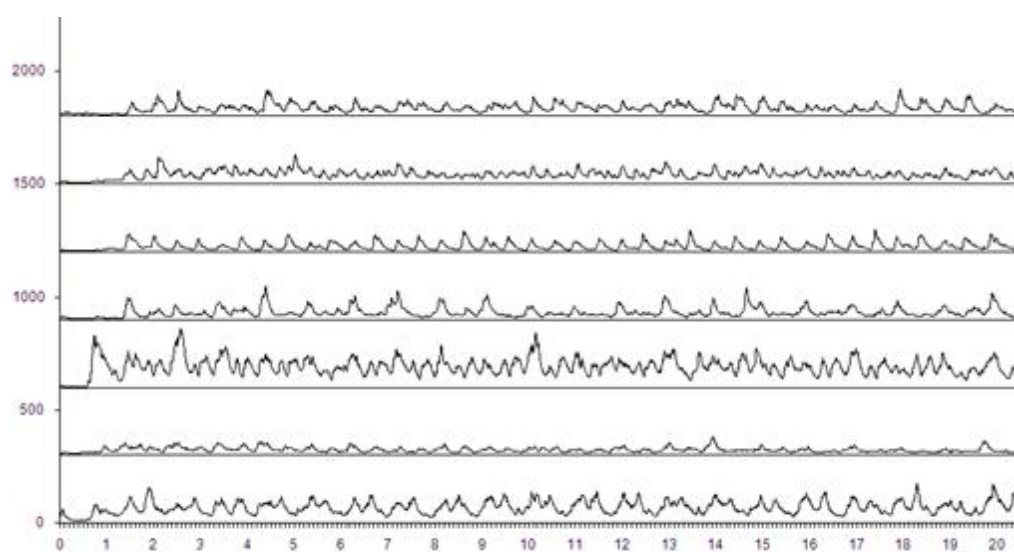
Graf č. 19 EMG záznam v průběhu 20,4 sec při NW do kopce probanda T.B



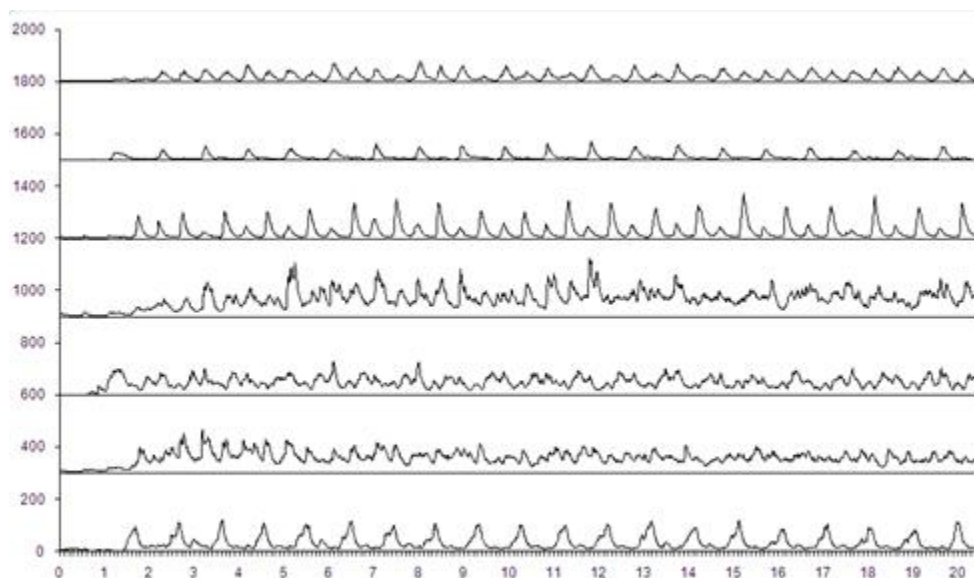
Graf č. 20 EMG záznam v průběhu 20,4 sec při volné chůzi do kopce probanda T. B.



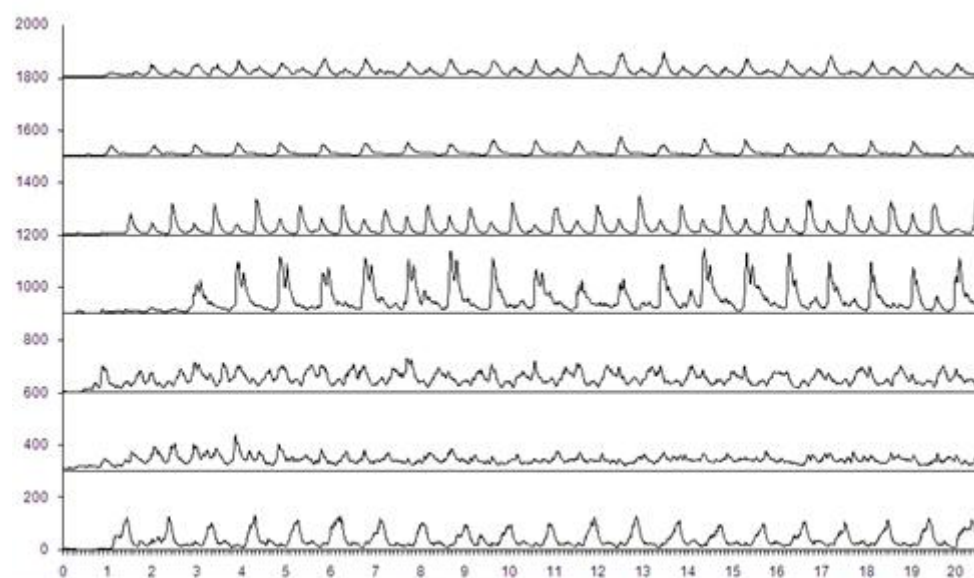
Graf č. 21 EMG záznam v průběhu 20,4 sec při NW do kopce probanda V. P.



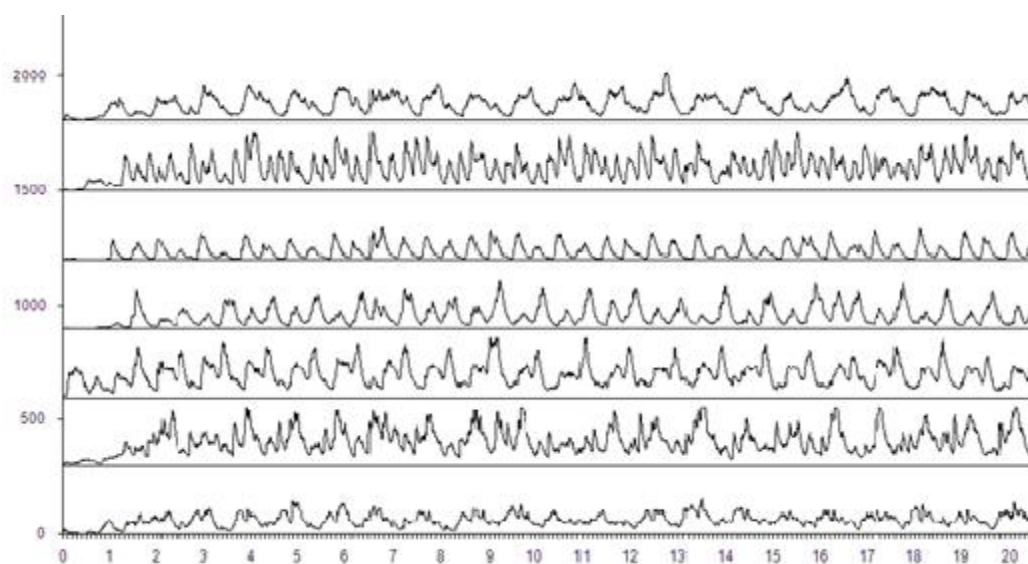
Graf č. 22 EMG záznam v průběhu 20,4 sec při volné chůzi do kopce probanda V. P.



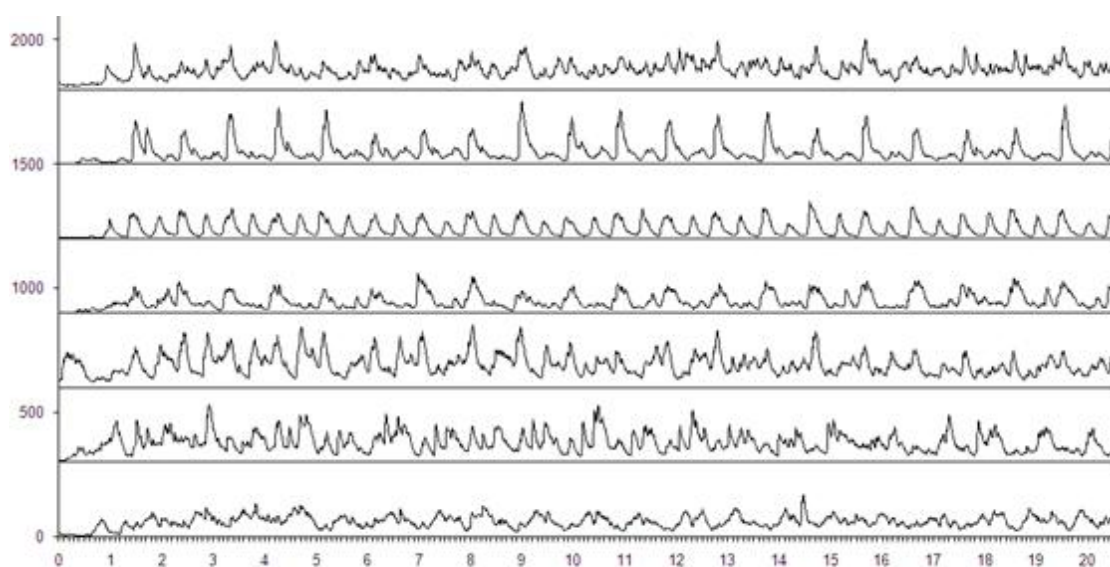
Graf č. 23 EMG záznam v průběhu 20,4 sec při NW do kopce probanda M. CH.



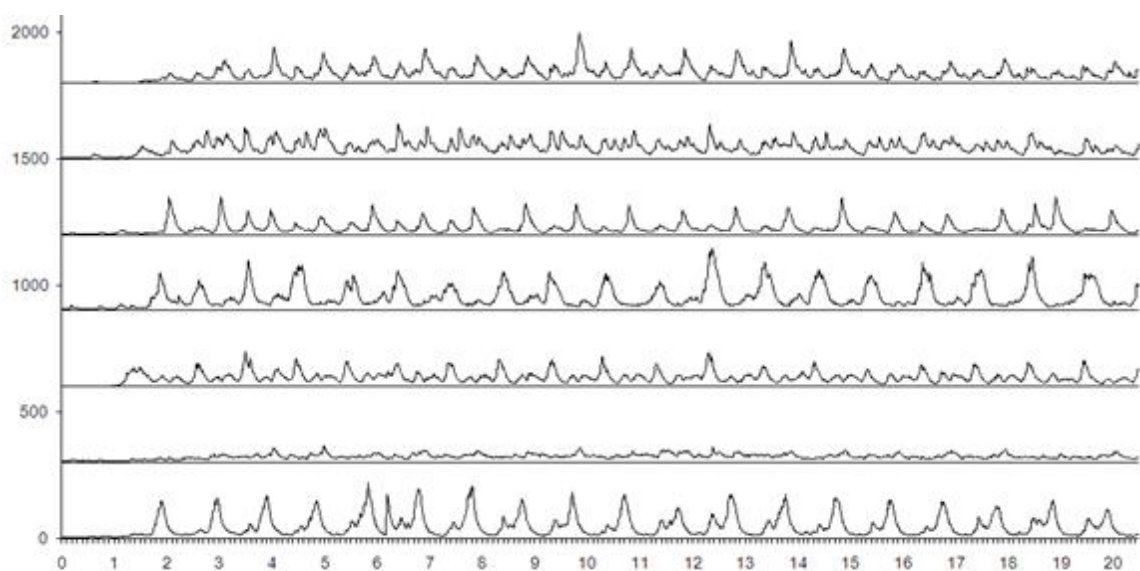
Graf č. 24 EMG záznam v průběhu 20,4 sec při volné chůzi do kopce probanda M. CH.



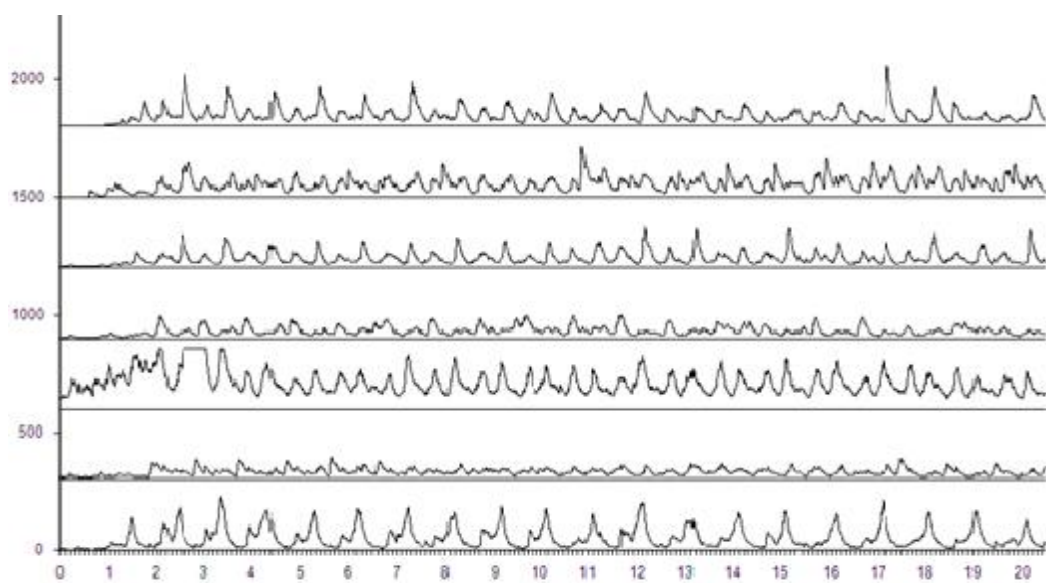
Graf č. 25 EMG záznam v průběhu 20,4 sec při NW do kopce probanda K. K.



Graf č. 26 EMG záznam v průběhu 20,4 sec při volné chůzi do kopce probanda K. K.



Graf č. 27 EMG záznam v průběhu 20,4 sec při NW do kopce probanda K. T.



Graf č. 28 EMG záznam v průběhu 20,4 sec při volné chůzi do kopce probanda K. T.

Práce získala souhlas etické komise UK FTVS. Probandi, kteří se zúčastnili výzkumu, podepsali informovaný souhlas pro využití fotodokumentace k vypracování diplomové práce. Z důvodu anonymity nejsou tyto dokumenty součástí diplomové práce a autor je má u sebe uschovány.

